

**VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

Porovnání názvosloví a nastavení v kardiostimulační technice

A comparison of the terminology and settings in pacemaker
technology

2014/2016

Miroslava Kropová

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Miroslava Kropová**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: Porovnání názvosloví a nastavení v kardiostimulační technice
A comparison of the Terminology and Settings in Pacemaker
Technology

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou poruch srdečního rytmu.
2. Seznámení se s problematikou trvalé kardiostimulace a stimulačních režimů.
3. Návrh programování kardiostimulátorů různých výrobců a modelů kardiostimulátorů.
4. Podle soupisu terminologie funkcí kardiostimulátorů, popis algoritmu nastavení.
5. Provedení měření a testů.
6. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] KHAN, Gabriel M. *EKG a jeho hodnocení*. 1. vyd. Praha: Grada, 2005. 348 s. ISBN 80-247-0910-4.
- [2] KAUTZNER, J. Technické provedení srdeční resynchronizační terapie. *Kardiologická revue – mimořádné vydání* 2004. s.18–21.
- [3] PROCHÁZKA, Aleš a Eva HOŠŤÁLKOVÁ. Zpracování biomedicínských signálů a obrazů pomocí wavelet transformace. *Automatizace*, červen 2007, roč. 50, č. 6, s.397–401. ISSN 0005-125X.
- [4] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3*. 2. upravené vyd. Praha: Grada, 2004. 692 s. ISBN 80-247-1132-X/978-8024711324.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Marek Penhaker, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2014

Datum odevzdání: 29.04.2016

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry

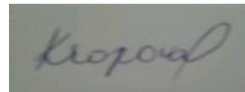


prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

V Ostravě dne: 28. dubna 2016



.....
podpis studenta

Poděkování

Ráda bych tímto poděkovala panu Ing. Marku Penhakerovi, Ph.D. a panu Ing. Jakubu Pindorovi, Ph.D. za jejich cenné rady, konzultace a odborný dohled při vytváření této bakalářské práce.

Abstrakt

Bakalářská práce „Porovnání názvosloví a nastavení v kardiostimulační technice“ je zaměřena na terminologii tří firem Boston Scientific, Vitatron a St. Jude Medical. Cílem této práce je seznámení se s problematikou poruch srdečního rytmu, kardiostimulační technikou a stimulačními režimy kardiostimulátorů. Podle porovnání terminologie těchto tří firem je vytvořena aplikace v programovacím jazyce MATLAB, konkrétně prostředí GUI. Na základě vstupních parametrů aplikace navrhne pomocí naprogramovaného algoritmu doporučené nastavení stimulačních parametrů kardiostimulátoru v daném názvosloví zvolené firmy.

Klíčová slova

Kardiostimulátor; Srdce; Kardiostimulační technika; Dvoudutinová stimulace; Režimy kardiostimulátorů; Poruchy srdečního rytmu;

Abstract

The thesis „A comparison of the terminology and settings in pacemaker technology“ is focused on the terminology to three companies - Boston Scientific, Vitatron and St. Jude Medical. The aim of the study is acquainted with the problems of irregular heartbeat, pacing technology and pacing modes of pacemakers. According to comparison of the terminology these companies has been created an application in programming language MATLAB, concretely in environment GUI. In terms of the input parameters application propose with help of programmed algorithm recommended settings pacing parameters of pacemakers in the terminology of the selected company.

Key words

Pacemaker; Heart, Pacemaker technology; Dual-chamber pacing; Pacemaker modes; Irregular heartbeat;

Obsah

Obsah.....	7
Seznam použitých zkratek.....	9
Úvod.....	10
1 Srdce.....	11
1.1 Anatomie a fyziologie	11
1.2 Převodní systém srdce	12
1.3 Rychlé, pomalé a pacemakerové buňky	13
1.4 Poruchy srdečního rytmu	13
1.4.1 Rozdělení arytmií	13
1.4.2 Algoritmus zachytu arytmií.....	14
2 Bradyarytmie.....	15
2.1 Definice	15
2.2 Symptomy	15
2.3 Diagnostika.....	15
2.4 Mechanismy bradyarytmií.....	16
2.5 Porucha tvorby impulsu	16
Syndrom chorého sinu – Sick Sinus Syndrome (SSS)	16
Sinoatriální blokády	16
SA blokáda I. stupně	16
SA blokáda II. stupně	16
SA blokáda III. stupně.....	16
2.6 Porucha vedení vzruchu	17
Atrioventrikulární blokády	17
AV blokáda I. stupně.....	17
AV blokáda II. stupně	17
AV blokáda III. stupně	18
2.7 Terapie bradyarytmií	18
3 Trvalá kardiostimulace.....	19
3.1 Kardiostimulátor.....	19
3.2 Elektrody	20
3.3 Programátor	20
3.4 Indikace trvalé kardiostimulace.....	21

3.5	Režimy kardiostimulátoru	21
3.5.1	Jednodutinová stimulace	22
3.5.2	Dvoudutinová stimulace.....	23
3.6	Implantace	24
3.6.1	Průběh implantace	24
3.7	Programování	25
3.8	Kontrolní prohlídky pacientů	25
4	Praktická část práce	26
4.1	Názvosloví funkcí kardiostimulátoru	26
4.1.1	Režim	27
4.1.2	Konfigurace elektrod.....	27
4.1.3	Nastavení citlivosti vnímání vlastní srdeční činnosti	27
4.1.4	Schopnost přizpůsobovat se zátěži	28
4.1.5	Schopnost snížení stimulační frekvence k upřednostnění vlastního rytmu	28
4.1.6	AV zpoždění (stimulované, snímané)	29
4.1.7	Schopnost změny síňokomorového zpoždění - preference vlastního AV vedení a spontánního šíření komorové aktivity	29
4.1.8	Optimalizace činnosti při SVT ve smyslu ochrany před převáděním rychlých síňových arytmií na komory (přepínání stimulačního režimu).....	30
4.1.9	Detekce a řešení kardiostimulátorem zprostředkované tachykardie	31
5	Programování aplikace pro nastavení kardiostimulátoru	32
5.1	MATLAB.....	32
5.2	GUI (Graphical User Interface).....	32
5.3	Návrh algoritmu nastavení kardiostimulátoru	32
5.4	Rozhraní aplikace.....	34
5.5	Výstup aplikace.....	38
5.6	Otestování aplikace	39
5.7	Zhodnocení výsledků	42
	Závěr	43
	Použitá literatura	44
	Seznam ilustrací	46
	Seznam příloh.....	47

Seznam použitých zkratk

Zkratka	Význam
aj.	a jiné
AMS	Auto Mode Switch
apod.	a podobně
atd.	a tak dále
AV	Atrioventrikulární
BiV	Biventrikulární stimulace
cm	centimetr
CRT-D	Cardiac Resynchronization Therapy Defibrillator
EKG	elektrokardiografie
event.	eventuálně
FiS/ FS	Fibrilace síní
g	gram
GUI	Graphical user interface
ICD	Implantable Cardioverter-Defibrillator
KS	kardiostimulátor
min	minuty
MKS	Algoritmus minimalizace komorové stimulace
např.	například
optimal.	optimalizované
PM	pacemaker
PMT	Pacemakerem zprostředkovaná tachykardie
Pozn.	Poznámka
s	sekunda
SA	sinoatriální
SSS	Sick sinus syndrom
SVT	Supraventrikulární tachykardie

Úvod

Tématem této bakalářské práce je „Porovnání názvosloví a nastavení v kardiostimulační technice“.

Srdce představuje jeden z nejdůležitějších orgánů v těle. Funguje jako tzv. pumpa a díky tomu přečerpává krev v cévách, což umožňuje přenos dýchacích plynů, živin atd. tělem. Možnost přečerpávání je zajištěna díky stahům srdeční svaloviny, které řídí signály z převodního systému srdce, kde se automaticky a pravidelně vytváří. Někdy však může docházet k poruchám vzniku či šíření těchto signálů v srdci, což způsobuje jeho poruchy, zvané arytmie. Pokud je rytmus srdce nepravidelný či pomalý, jedná se o poruchy zvané bradyarytmie. U opačného případu, tachyarytmií, je rytmus mnohem rychlejší než normálně.

K léčbě nemocného srdce se používají zdravotnické prostředky, kterými se zabývá kardiostimulační technika. Tato práce je zaměřena na trvalou kardiostimulaci, při níž se do pacienta implantuje malý přístroj zvaný kardiostimulátor a elektrody. Kardiostimulátor je nastaven tak, aby snímal srdeční aktivitu, a v případě poruchy srdečního rytmu ihned zahájil jeho léčbu prostřednictvím vyslaného elektrického impulzu přes stimulační elektrody. Ty jsou zavedeny přímo do srdečních oddílů. Důležité je správné naprogramování přístroje, to probíhá pomocí programátoru umístěného v nemocnici. K implantaci kardiostimulátoru dochází, pokud je shledána u pacienta porucha srdečního rytmu, kterou nelze léčit farmakologickou cestou.

V dnešní době jsou kardiostimulátory vyráběny nejednou firmou. Každý výrobce používá svou vlastní terminologii pro různá nastavení parametrů přístroje. V této práci by mělo být porovnáno názvosloví základních funkcí pro nastavení kardiostimulátoru pro tři výrobce těchto přístrojů, firmy Vitatron, Boston Scientific a St. Jude Medical. Dále by měla být vytvořena aplikace, která na základě zvolení vstupních parametrů doporučuje nastavení základních stimulačních funkcí kardiostimulátoru.

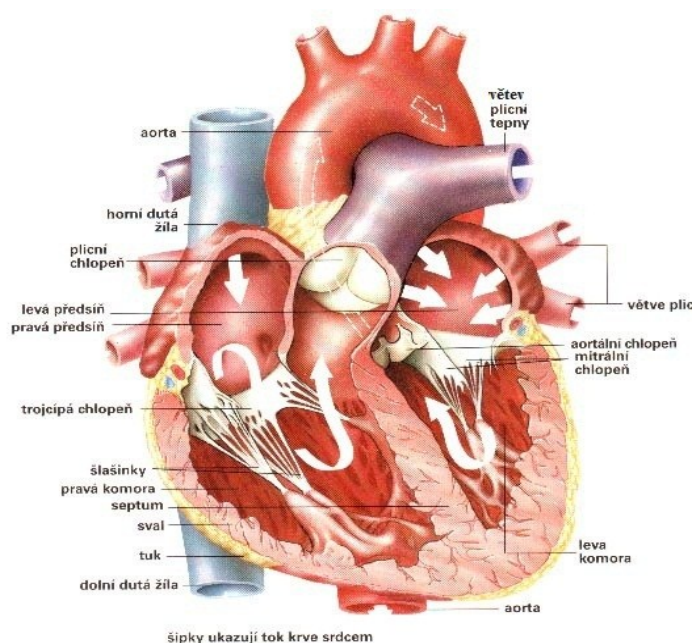
1 Srdce

Srdce je dutý svalový orgán, díky kterému je krev poháněna lidským tělem. Nachází se v dutině hrudní za sternem, kdy leží z jedné třetiny napravo od středu a ze dvou třetin nalevo. Rozměry srdce činí v průměru 13 x 9 x 6 cm. Hmotnost srdce dospělého člověka je asi 230–340 g. Tvarem připomíná obrácený rotační kužel, jehož hrot (apex) směřuje dolů a dopředu a podstavec (báze) dozadu a vzhůru.

1.1 Anatomie a fyziologie

Stěnu srdce tvoří tři vrstvy: epikard, myokard a endokard. Hlavní vrstvou je myokard, který se nachází mezi epikardem a endokardem a má největší tloušťku. Anatomicky se srdce dělí na 4 samostatné dutiny, na pravou a levou síň a pravou a levou komoru. Tyto dutiny jsou navzájem odděleny chlopněmi, které zabraňují zpětnému toku krve. Náráz krve na uzavřené chlopně je možno slyšet např. pomocí fonendoskopu jako srdeční ozvy. Díky fyziologickému rozdílu jejich funkčnosti je levá komora na rozdíl od pravé větší a má silnější stěnu.

Do pravé síně ústí zezadu a shora horní dutá žíla a zleva a zdola dolní dutá žíla, kterými je přiváděna odkysličená krev z velkého krevního oběhu. Na zadní stěně této síně je také ústí kmene koronárních žil – koronární sinus. Pravá síň je oddělena od levé síně síňovým septem a od pravé komory trojcípou (trikuspidální) chlopní. Na zadní stěnu levé síně ústí plicní žíly. Levá síň má na rozdíl od síně pravé tlustší stěny. Od levé komory je levá síň oddělena dvojčípou (mitrální) chlopní. Komory jsou od sebe odděleny mezikomorovou přepážkou – septem. [6]



Obrázek 1.1: *Popis částí srdce, převzato z [8]*

1.2 Převodní systém srdce

Převodní systém je soubor speciálních buněčných struktur, které vytvářejí a vedou vzruchy. Myokard je tak sám zdrojem elektrických signálů, které jsou nutné k depolarizaci buněk pracovního myokardu. Buňky převodního systému mají jádra větší a kulatější než buňky pracovního myokardu. Převodní soustavu srdeční tvoří:

- sinoatriální uzel
- internodiální dráhy
- atrioventrikulární uzel
- Hissův svazek
- pravé a levé Tawarovo raménko
- Purkyňova vlákna

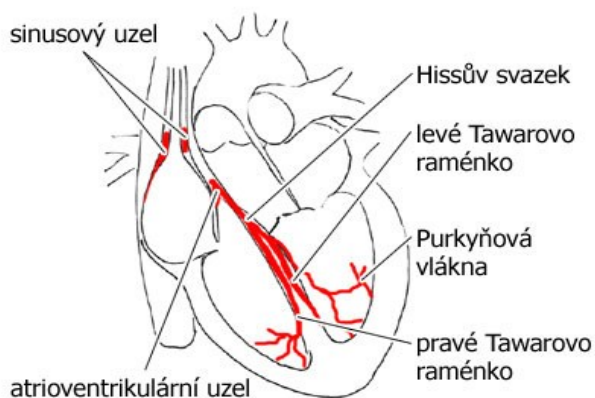
Sinoatriální uzel (SA) je místem primární tvorby základních vzruchů, které udávají srdeční rytmus. Je umístěn na vtokové části pravé síně. Vzruchy zde vznikají v malých kulo-vitých buňkách a šíří se tak, aby vyvolaly stah síní a komor spolu s malou časovou prodlevou mezi nimi. Nejprve se vzruch šíří pomalým vedením z primárního centra na buňky pracovního myokardu síní, kde je šíření urychleno.

Prostřednictvím internodiálních drah je vzruch veden na atrioventrikulární uzel (AV). Ten je umístěn při ústí trikuspidální chlopně a má za úkol zpožďovat šíření vzruchu za vzniku tzv. sínokomorového zpoždění.

Z předního okraje AV uzlu odstupuje Hissův svazek, který se při přechodu do svalové části dělí na pravé a levé Tawarovo raménko. Levé raménko se ještě dělí na dva svazky. Svazky ramének se postupně rozestupují a větví po stěnách komor na Purkyňova vlákna. Buňky Hissova a Purkyňova systému jsou specializovány pro rychlé axiální vedení. Pracovním myokardem se vzruch šíří napříč stěnou.

Dlouhé a tenké pravé Tawarovo raménko probíhá po pravé straně septa k přednímu papilárnímu svazku, větví se v pravé komoře. Mechaniky i chemicky je lehce zranitelné. Levé Tawarovo raménko se rozpadá na přední a zadní svazek. Přední svazek je tenký a lehce zranitelný. Zadní je naopak silný a poměrně odolný.

Přenos vzruchu z buňky na buňku se děje lokálními proudy, kdy při podráždění jedné buňky vzniká díky těmto proudům podráždění i okolních buněk. Lokální proudy se šíří nízkoodporovými proudy nazývanými nexy. [1], [2], [4], [6]



Obrázek 1.2: Části převodního systému srdce, převzato z [9]

1.3 Rychlé, pomalé a pacemakerové buňky

Rychlé buňky vedou elektrický signál na další buňky rychle. Mají vysoké klidové napětí a depolarizace je strmá. Hustota kanálů v povrchových membránách je různá.

Pomalé buňky šíří vzruch mnohem pomaleji. Normálně se vyskytují v sinoatriálním a síňokomorovém svazku. V případě kritického poklesu klidového napětí (za patologických situací) se rychlé buňky začnou chovat jako pomalé.

Pacemakerové (automatické) buňky mají na rozdíl od rychlých a pomalých buněk labilní klidové napětí, které se v čase spontánně vytrácí. Tyto buňky se nalézají v obou uzlech a v zakončení Purkyňových vláken. V SA uzlu jsou to pomalé buňky, v Purkyňových vláknech a distální části AV uzlu to jsou buňky rychlé.

1.4 Poruchy srdečního rytmu

Poruchy srdečního rytmu zvané arytmie patří mezi nejčastější srdeční onemocnění. Vznikají díky odlišnému vytváření nebo vedení elektrických vzruchů. Projevují se změnami tepu, bušením srdce, doprovázeny pocitem úzkosti apod. Až na výjimky nepředstavují arytmie u zdravých lidí ohrožení života, ovšem u nemocných se srdečním postižením (např. po infarktu myokardu) mohou být některé arytmie velmi nebezpečné. Mnohé arytmie se významně podílejí na nedostatečnosti oběhu (tachykardie, těžká bradykardie, atd.). [1]

1.4.1 Rozdělení arytmí

Při arytmií je srdeční rytmus buď abnormálně pomalý (pod 50 tepů za minutu), nebo naopak rychlý (nad 100 tepů za minutu). Pomalý nepravidelný srdeční rytmus se nazývá bradyarytmie a vzruch se v tomto případě tvoří v SA uzlu pomalu, anebo je porušeno jeho vedení z AV uzlu do komor. U rychlého nepravidelného rytmu srdce zvaného tachyarytmie dochází k tvorbě rychlého vzruchu na jakékoliv oblasti svaloviny síní či komor, anebo se vzruch pohybuje v různě velké oblasti srdce kolem dokola a aktivuje okolní svalovinu. [1], [2]

Podle místa vzniku vzruchu se arytmie dělí na:

- sinusové
- supraventrikulární
- komorové

Dále se mohou arytmie dělit na:

- paroxysmální (záchvatovitě) nebo neparoxysmální
- recidivující (opakující se v různě dlouhých intervalech)
- repetitivní (opakující se v krátkých intervalech)
- incesantní (nepřetržité, delší než 12 hodin denně)
- trvalé

Komorové tachykardie se dělí na:

- neudržující se - nesetrválé (délka trvání od salvy tří extrasystol po sobě do 30 s)
- udržující se - setrválé (délka trvání nad 30 s)

Bradyarytmie se v důsledku blokády sinusového rytmu nebo převodního systému dělí na:

- intermitentní blokády
- trvalé blokády

1.4.2 Algoritmus záchyty arytmií

Arytmie lze zachytit náhodně pomocí EKG vyšetření, nebo vyslovením podezření podle příznaků. Ambulantně možný záchyt pomocí dynamické kardiografie je u záchvatovitých arytmií. Arytmie, které jsou vyvolány zátěží (ergometrický test) jsou závislé na sympatiku. Při ergometrickém vyšetření, kde pacient podstupuje fyzickou zátěž, nebo při holterovském vyšetření, je možno odhalit nedokrevnost srdce. Další vyšetření je nutno provést v nemocnici (elektrofyzilogické vyšetření, koronarovertrikulografie). [1]

2 Bradyarytmie

Normální srdeční tepová frekvence se pohybuje v rozmezí 70 – 80 tepů za minutu. Bradyarytmie jsou poruchy, při kterých srdce běží pomalu nebo jsou v jeho činnosti delší pauzy. Jako bradyarytmie mohou být označeny všechny poruchy rytmu, které mají nepravidelnou tepovou frekvenci pod 50/min.

2.1 Definice

Srdce pracuje jako soustava čerpadel, přičemž impulzy ke stahování srdeční svaloviny vznikají v horní části pravé síně – v sinusovém uzlu. Odtud se šíří svalovinou síní a umožňují jejich stažení a čerpání krve do srdečních komor. Elektrický vzruch projde do komor specializovaným převodním systémem přes atrioventrikulární (AV) uzel. Ve svalovině komor se rozvádí Purkyňovými vlákny a zajišťuje stažení jejich svaloviny a čerpání krve do plic a do celého těla. V případě, že je porušena tvorba elektrických vzruchů v sinusovém uzlu pravé síně, srce vynechává ve své činnosti nebo běží velmi pomalu. Při poruše vedení elektrického podnětu ze síní na komory (tedy při poruše AV uzlu) dochází opět k pauzám v srdeční akci, nebo k úplnému přerušení vedení, kdy síně i komory běží nezávisle na sobě. Komory běží obvykle rychlostí 30–50 stahů za minutu. To má za následek vznik potíží. [1]

2.2 Symptomy

Příznaky pomalého srdečního rytmu se mohou lišit podle toho, o jakou poruchu jde a jak rychle vzniká. V případech, kdy je porušena normální tvorba elektrických vzruchů v sinusovém uzlu, pracuje srdce pomalu a nedokáže zvýšit svoji činnost při zátěži. Tehdy trpí nemocní závratěmi, točením hlavy nebo zvýšeným zadýcháváním a únavností při zátěži. Pokud je srdeční akce velmi pomalá nebo jsou přítomny několikavteřinové výpady v tvorbě elektrických vzruchů, může dojít i ke krátkodobé ztrátě vědomí. Náhlá porucha vedení elektrických vzruchů ze síní na komory se projeví obvykle jako krátkodobá ztráta vědomí. Vznikne-li porucha postupně nebo je-li přechodného charakteru, mohou být příznaky podobné jako u poruchy tvorby elektrických vzruchů v sinusovém uzlu (točení hlavy, únavnost, aj.). Je však nutno zdůraznit, že podobné příznaky mohou být způsobeny celou řadou dalších onemocnění (např. epilepsie, mozkové příhody apod.), a proto je potřeba odborného posouzení celé situace lékařem. [1], [2]

2.3 Diagnostika

U perzistentní (trvalé) bradyarytmie se vyžaduje stanovení diagnózy na základě klasického povrchového EKG záznamu. Intermitentní (občasné) bradyarytmie vyžadují diagnostiku pomocí Holterovy monitorace (event. i implantabilní holter). U nemocných se synkopami (krátkodobé ztráty vědomí) s podezřením na bradyarytmickou příčinu je třeba toto podezření potvrdit pozitivitou provokačních testů (masáž karotid, polohový test – HUTT, elektrofyzilogické vyšetření) nebo prokázat vzájemný vztah bradyarytmie se synkopou pomocí implantabilní Holterovy monitorace. Při rozhodování o indikaci ke stimulaci je souvztažnost mezi symptomy a bradyarytmií zcela zásadní a požadavek EKG dokumentované bradyarytmie z období symptomů je zcela oprávněný. [1], [2]

2.4 Mechanismy bradyarytmií

Za normálních okolností jsou vzruchy vytvářeny v sinoatriálním uzlu a přenášeny převodním srdečním systémem na svalovinu srdce. Bradyarytmie mohou vzniknout dvěma způsoby, poruchou tvorby či poruchou vedení impulsu.

2.5 Porucha tvorby impulsu

Automacie (chronotropie) představuje schopnost vytvářet vzruchy, výsledkem jejichž aktivity je sled pravidelných rytmických srdečních stahů i bez vnějšího podráždění. Myokard komor i předsíní uplatní automacii pouze za patologických okolností. [6]

Syndrom chorého sinu – Sick Sinus Syndrome (SSS)

Tato arytmie je způsobena poruchou funkce SA uzlu anebo převodem vzruchu ze SA uzlu do síní. Vyskytuje se v kombinaci sinusové bradykardie a některé další arytmie. Postihuje pacienty hlavně ve starším věku z důvodu degenerativních změn v sinusovém uzlu, dále pak při ischemii, po kardiologických zákrocích atd. Velice důležité je, aby došlo po zástavě funkce SA k rychlému naskočení náhradního junkčního či komorového rytmu. Pokud se tak nestane, dochází k synkopě vyžadující implantaci kardiostimulátoru. [1],[2]

Sinoatriální blokády

Vzruch vzniká v SA uzlu normálně, je však porušeno vedení z SA uzlu na myokard síní.

SA blokáda I. stupně

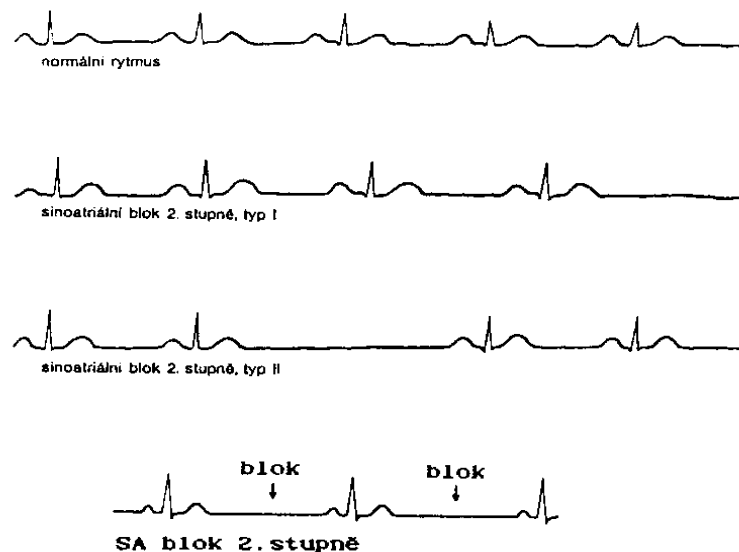
V tomto případě sice dochází ke zpomalení vedení vzruchu, ale přesto se vzruch nakonec na myokard síní převede.

SA blokáda II. stupně

V tomto případě již nedochází k převedení všech impulsů na myokard. V prvním případě se vedení impulsu tak dlouho prodlužuje, až nakonec dochází k nepřevezení jednoho impulsu. V případě druhém nedochází k postupnému prodlužování, ale vzniká náhlý nepřevezený impuls. Dochází tedy k náhlému výpadku P vlny na EKG záznamu.

SA blokáda III. stupně

Zde se sice impuls v SA uzlu vytvoří, ale dochází k úplné blokádě převodu z SA uzlu na myokard síní. Na EKG záznamu chybí P vlna a QRS komplex. [1],[2]



Obrázek 1.3: EKG křivky sinoatriálních bloků, převzato z [7]

2.6 Porucha vedení vzruchu

Poruchy vedení vzruchu se mohou vyskytovat na všech úrovních převodního systému a převod může být přerušen také na několika úrovních.

Atrioventrikulární blokády

Tyto blokády se mohou vyskytovat ve spojení s SSS.

AV blokáda I. stupně

Stejně jako u SA I. stupně i zde nedochází k žádnému zablokování vedení vzruchu. Dochází pouze k opoždění vedení vzruchu AV uzlem, a tím vzniká prodloužení PR intervalu. Tato blokáda se obvykle neřeší trvalou kardiostimulací. [1], [4]

AV blokáda II. stupně

V tomto případě dochází při vedení vzruchu na komory k občasné poruše. Blokáda tohoto typu se rozděluje na typ Mobitz I. (zvaný také Wenckebachův) a Mobitz II.

- Wenckebachův typ (Mobitz I.)

U Wenckebachova typu se vedení AV uzlem postupně prodlužuje, až dochází k nepřevedení síňových kontrakcí na komory. PR interval je tak postupně delší. Po nepřevedení jednoho impulsu ze síně na komory má následný převedený stah kratší interval PR a cyklus se opakuje. Tento typ blokády se může vyskytovat u některých trénovaných sportovců občas i fyziologicky (např. ve spánku).

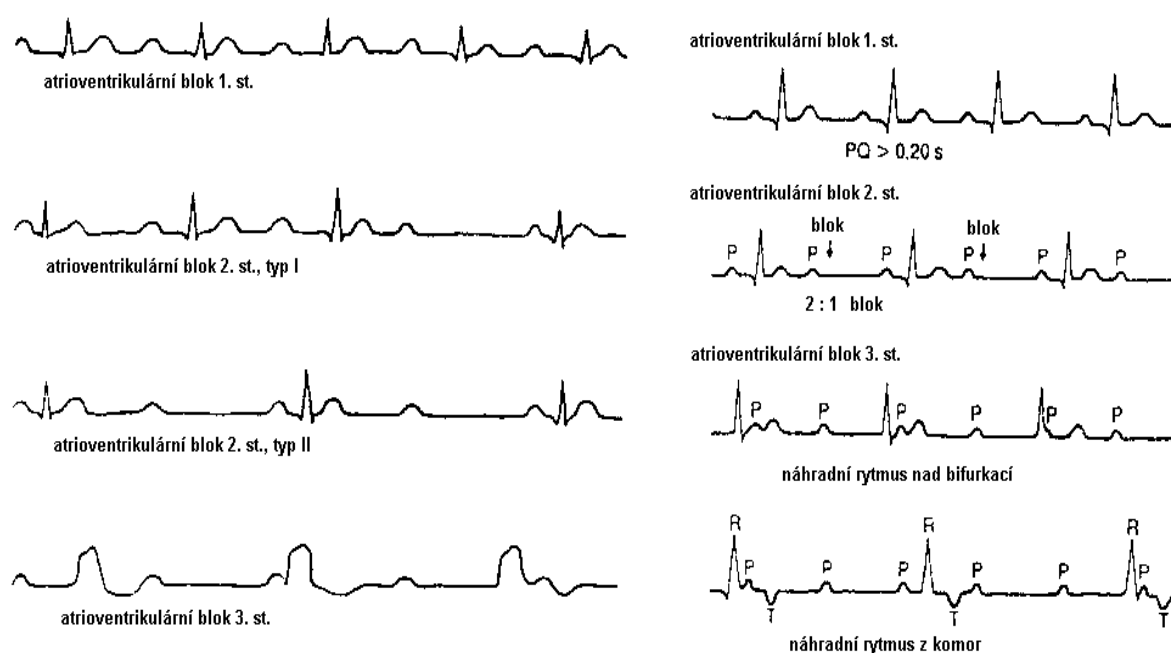
- Mobitzova blokáda typu II.

U Mobitzovy blokády typu II. nedochází ke změně PR intervalu, ale náhlému nepřevedení impulsu ze síně na komory. Tento typ AV blokády II. stupně je velmi nebezpeč-

ný, pacientovi může hrozit náhlá smrt. Blokáda je způsobena poruchou Tawarových ramének. [4], [7]

AV blokáda III. stupně

Jde o nejpokročilejší poruchu AV přechodu. Síňová aktivita má vyšší frekvenci než komorový rytmus. Vsruch, který vede mezi síněmi a komorami je úplně přerušen. Úplná AV blokáda je jedním z nejčastějších důvodů pro implantaci kardiostimulátoru, protože může snížit srdeční výdej, a tím způsobit namáhavou dušnost a někdy i srdeční selhání. Způsobuje také synkopy, které se vyskytují hlavně u pacientů s úzkými komorovými komplexy. Ze studií vyplývá, že kardiostimulátory zabraňují synkopám a zlepšují přežití dospělých osob.



Obrázek 1.4: EKG křivky atrioventrikulárních bloků, převzato z [7]

2.7 Terapie bradyarytmií

Způsob léčby je rozdělen do akutní a trvalé. Akutní terapie spočívá ve farmakoterapii, kdy se u přechodných bradyarytmií indikují antiarytmika (léky). Ty mají vliv na určité iontové kanály, depolarizaci a repolarizaci buněčné membrány.

Trvalá léčba je řešena pomocí trvalé kardiostimulace, kdy se do těla voperuje implantabilní kardiostimulátor. Ten stimuluje při postižení tvorbu srdečních vsruchů pomocí elektrických impulzů, které generuje. Moderní stimulační systém dnes tvoří kardiostimulátor, stimulační elektrody a programátor. Tento systém je určen pro léčbu bradykardie nebo srdečního selhání. [2]

3 Trvalá kardiostimulace

Trvalá kardiostimulace se k léčbě bradykardií používá už více než 50 let. V průběhu této doby byla účinnost této terapie, pokud jde o takové parametry, jako kvalita života pacienta, morbidita a mortalita, potvrzena objektivně jak na základě řady randomizovaných studií.

Kardiostimulace je dráždění (stimulace) srdce uměle vytvořenými impulsy implantabilním kardiostimulátorem, které nahradí postiženou tvorbu srdečních vzruchů, anebo překlenou poruchu převodního systému.

3.1 Kardiostimulátor

Kardiostimulátor je malý implantabilní přístroj, který vysílá elektrické impulzy k obnově srdečního rytmu. V dnešní době má tvar malé kovové krabičky, která obsahuje elektronické obvody a baterii. Přístroj nepřetržitě sleduje aktivitu srdce, a pokud je vlastní srdeční rytmus pomalý či nepravidelný, vyšle elektrický impuls přes stimulační elektrodu. Materiály, ze kterých je přístroj konstruován musí odpovídat normám. Musí být sterilizovatelné, netoxické, schopné dlouhodobé odolnosti prostředí organismu. Pouzdro kardiostimulátoru, které je vyráběno z titanu či titanové slitiny, má na svém povrchu informace o přístroji a výrobci. V přístroji jsou jeden, dva nebo tři otvory pro připojení stimulačních elektrod. Zdrojem energie jsou lithiové baterie, které mohou být monočláňkové nebo vícečláňkové a mohou mít životnost až 10 let. [1], [2],

Kardiostimulátory se dělí na 3 různé typy:

- jednodutinové – komorové nebo síňové
- dvoudutinové – s dvěma elektrodami nebo monokatetrem
- biventrikulární – tři elektrody pro pravou síň, pravou komoru a levou komoru



Obrázek 1.5: Kardiostimulátor firmy St. Jude Medical, převzato z [14]

3.2 Elektrody

Stimulační elektrody jsou další částí stimulačního systému, které se implantují. Z hlediska implantace jde o nejkritičtější část. Jsou to izolované vodiče zajišťující snímání srdeční aktivity a přenos kardiostimulačních impulsů na tkáň. Při technickém či klinickém selhání představují mnohem větší riziko než přístroj implantovaný pod kůži, protože jsou implantovány až do srdečních oddílů. Stejně jako na kardiostimulátor, tak i na elektrody jsou kladeny požadavky jako biologická bezpečnost, žádné nežádoucí alergické nebo zánětlivé reakce či poškození tkání. Životnost elektrody se již předpokládá doživotní. V průběhu vývoje se používaly různé druhy elektrod. Dnes se už téměř výhradně používají elektrody endokardiální (intrakardiální), které se zavádějí žilní cestou do pravé síně či pravé komory, kde jsou fixovány. [2]



Obrázek 1.6: Stimulační elektroda firmy St. Jude Medical, převzato z [11]

3.3 Programátor

Programátor je zařízení, pomocí kterého probíhá komunikace s implantovaným přístrojem. Nabízí možnosti programovat parametry stimulačních impulsů, měřit snímané signály vlastní srdeční aktivity a elektrické vlastnosti systému a navolit i všechny další parametry. Obsahuje vlastní operační systém se softwarem a speciální aplikace pro konkrétní přístroje. Mezi jeho součásti patří vestavěný EKG monitor, interní tiskárna, zařízení pro vstup datových disků atd. Přenos dat mezi přístrojem a programátorem probíhá pomocí telemetrické indukční vazby nebo bezdrátově rádiovým signálem. [2]



Obrázek 1.7: Programátor firmy Vitatron, převzato z [10]

3.4 Indikace trvalé kardiostimulace

Indikace záleží na posouzení faktorů s ohledem na ovlivnění kvality života. Trvalá kardiostimulace je indikována v případech symptomatické bradykardie, ať už způsobené AV bloádou nebo syndromem chorého sinu (SSS). Měla by být zvážena u asymptomatických pacientů s vysokým stupněm AV bloády nebo dlouhými pauzami v aktivitě sinusového uzlu. K dispozici jsou mezinárodní doporučení (guidelines) indikací k implantaci kardiostimulátoru. [5]

Platí 3 zásadní principy pro indikaci k trvalé stimulaci:

- Splnění indikačního kritéria podle diagnózy.
- Výběr vhodného stimulačního režimu.
- Klinický stav pacienta.

3.5 Režimy kardiostimulátoru

Díky kardiostimulačním režimům jsou získány informace o terapeutických možnostech pacienta. Rozlišujeme režimy jednodutinové a dvoudutinové.

Kardiostimulační režimy se vyjadřují pomocí specifických kódů, amerických NASPE (North American Society of Pacing and Electrophysiology) a evropských BPEG (British Pacing and Electrophysiology Group), označovány NASPE/BPEG Generic code (NBG). [2]

Pozice	I.	II.	III.	IV.	V.
Kategorie	Stimulované dutiny	Snímané dutiny	Odezva na snímání	Modulace rychlosti stimulace	Multisite stimulace
	0 - žádná A - síň V - komora D - duální (A + V)	0 - žádná A - síň V - komora D - duální (A + V)	0 - žádná T- spouštění I - inhibice D - duální (T + I)	R-modulace rychlosti stimulace	0 - žádná A - síň V - komora D - duální (A + V)
Někteří výrobci	S – jedna (A + V)	S – jedna (A + B)			

Tabulka 1.1: *Kódy kardiostimulačních režimů NASPE/BPEG Generic, převzato z [2]*

3.5.1 Jednodutinová stimulace

U jednodutinové stimulace je elektroda zavedena jen do jedné srdeční dutiny, buď do pravé síně, nebo do pravé komory. Kardiostimulátor snímá elektrické signály vycházející z odpovídající srdeční dutiny. V případě, že nedetekuje žádný elektrický signál v době, která odpovídá nejnižší naprogramované frekvenci, generuje stimulační impuls. Mezi možné režimy jednodutinové stimulace patří:

- Režim A00

U režimu A00 je stimulovaná síň, protože nedochází ke spuštění či potlačení stimulace síně vlastní P vlnou.

- Režim AAI (R)

Režim AAI stimuluje pouze síň stálou rychlostí. K inhibici dochází, pokud je snímána spontánní síňová aktivita. Tento typ režimu se uplatňuje při syndromu chorého sinu, pokud není narušeno AV vedení. Při tomto typu stimulace nemůže vzniknout pacemakerový syndrom.

- Režim V00(R)

Dochází ke stimulaci komory, jelikož nedochází ke spuštění ani potlačení stimulace komory vlastní R vlnou.

- Režim VVI (R)

Stimuluje a zároveň snímá komoru. Indikace ke stimulaci režimem VVI(R) je permanentní fibrilace síní. Stimulace je inhibována, pokud je zaznamenána spontánní komorová aktivita.

- Režimy AAT a VVT

Tyto režimy se používají k diagnostickému nastavení.

3.5.2 Dvoudutinová stimulace

Při dvoudutinové stimulaci jsou zavedeny dvě elektrody, jedna do pravé síně a druhá do pravé komory. Dochází ke snímání elektrického signálu a ke stimulaci jak síně, tak komory. Mezi režimy dvoudutinové stimulace se řadí:

- Režim VDD

Síněmi spouštěná komorová stimulace. V okamžiku detekce síňové aktivity spustí snímaná P vlna interval AV zpoždění, na jehož konci dochází ke spuštění komorové stimulace. Tento stimulační režim je indikován při AV blokádách.

- Režim VAT

V okamžiku detekce síňové aktivity spustí snímaná P vlna interval AV zpoždění, na jehož konci dochází ke spuštění komorové stimulace. V komoře však není aktivní snímání.

- Režim D00(R)

Stimulace je aplikována do síně a komory.

- Režim DDI(R)

Dochází ke snímání síně i komory. Hlavní indikací je syndrom chorého sinu spojený s AV blokádou či hypersenzitivita karotického sinu. Při snímání síňové aktivity potlačí P vlna stimulaci síní, ale nespustí AV zpoždění.

- Režim DDD(R)

Snímání i stimulace síní i komor. Díky programovatelnosti se může režim stimulace měnit až po nejjednodušší režimy. Indikací je AV blokáda, SSS spojená s AV blokádou či syndrom karotického sinu. Nejnovější pacemakery jsou vybaveny různými automatickými funkcemi. [1],[2],[3]

Diagnóza	Ideální režim	Možný režim	Nevhodný režim
Syndrom chorého sinu	DDD(R)+MKS	AAI(R)	VVI, VDD
AV blokáda	DDD	VDD	AAI, DDI
SSS + AV blokáda + paroxysmální síňové arytmie	DDDR+AMS	DDDIR, DDRP + AMS	VDD, AAI
SSS + AV blokáda nebo raménková blokáda	DDDR, DDIR	DDD, DDI	AAI, VVI
Permanentní fibrilace síní resp. atypický flutter síní	VVI(R)	VVI	AAI, DDD
Hypersenzitivita karotického sinu a neurokardiální synkopy	DDI + hysteresis	DDD	AAI, VDD

Srdeční resynchronizační léčba	DDDR/BiV	VVIR/BiV (FiS)	AAI, VVI
Hypertrofická kardiomyopatie	DDD + optimal. AV zpoždění	VDD, DDDR + optimalizované AV zpoždění	AAI, VVI
Syndrom spánkové apnoe	AAI/R	DDI	DDD/VVI

Tabulka 1.2: Doporučené režimy podle diagnózy, převzato z [21]

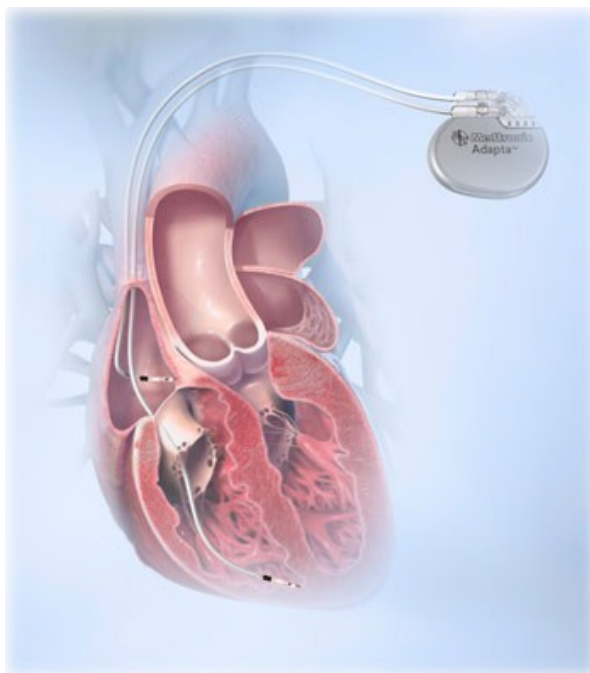
3.6 Implantace

Implantace kardiostimulátorů probíhá na kardiologických odděleních. Zárok se provádí v lokální anestezii se zachováním vědomí pacienta. K zákroku musí být k dispozici přístroje pro monitorování srdeční činnosti, skiaskopický rentgenový přístroj, přístroje pro defibrilaci a měření elektrických parametrů elektrod. Všechny implantabilní zdravotnické prostředky jsou sterilně zabaleny a pro zajištění sterility se otvírají těsně před implantací a manipuluje se s nimi v čistém prostředí a pracovníci musí dodržovat režimová opatření.

3.6.1 Průběh implantace

Elektrody se do těla pacienta implantují dvěma možnými způsoby, preparací levé nebo pravé hlavové žíly, anebo preparací přes podklíčkovou žílu. Přístup přes podklíčkovou žílu (vena subclavia) je široce používán.

Elektroda vstupuje do podklíčkové žíly v blízkosti laterálního okraje prvního žebra. Zde je velice důležité dodržovat bezpečnostní opatření, aby elektroda nepronikla a nezachytila se do podklíčkového svalu. K zavedení elektrody se používá punkční souprava, která obsahuje punkční jehlu, stříkačku, podklíčkový zavaděč, dilatátor a vodící drát. Když je žíla úspěšně punktována, protáhne se do ní jehlou vodící drát. Pokud mají být zavedeny dvě, popř. tři elektrody pak se mohou zavést další vodící dráty. Jehla se poté odstraní a na vodící drát se nasune dilatátor se zavaděčem a spolu se zavedou dále do žíly. Elektroda se po odstranění vodícího drátu dostane na požadované místo, do síně či komory. Elektrody určené pro síňovou stimulaci jsou umísťovány do ouška pravé síně. Při umísťování elektrody do komory je nutné dbát na to, aby elektroda prošla trikuspidální chlopní a naopak neuvázla v koronárním sinu. Poté se elektrody fixují buď aktivní, nebo pasivní fixací. Pomocí vhodného mandrenu ve tvaru J, který se částečně povytáhne, dochází k pasivní fixaci. Aktivní fixace se provádí pomocí šroubovice, která se vysune po otočení fixačního nástroje. Poté je nutné zkontrolovat elektrodu skiaskopickým zobrazením pro kontrolu umístění. Dále se provádí připevnění elektrody u vstupu do žíly pomocí návleku na přišítky. Následuje připojení elektrod k přístroji. To se provádí pomocí konektoru elektrody, který se zasune do přístroje. Po utažení zajišťovacích šroubů přístroje momentovým klíčem se přebytečná délka elektrody opatrně stočí a spolu s přístrojem se umístí do podkožní kapsy. Podkožní kapsa se obvykle tvoří tupou disekcí. I při rozsáhlé lokální anestezii mohou mít někdy pacienti nepříjemné pocity. Po umístění přístroje na povrch prsního svalu se kapsa zašije. Mohou se vyskytovat implantace i pod prsní sval. [2]



Obrázek 1.8: Znáznornění implantovaného kardiostimulátoru, převzato z [15]

3.7 Programování

Programování kardiostimulátoru se provádí pomocí programátoru, který umožňuje komunikaci s pacemakerem. Programování, změny v naprogramování, měření snímaných signálů vlastní srdeční aktivity atd. se provádí přiložením hlavice programátoru nad implantovaný kardiostimulátor. Před samotnou implantací kardiostimulátoru se do přístroje většinou uloží data spojená s pacientem, jako např. jméno, příjmení, věk, atd. Po implantaci dochází ke kontrole srdeční aktivity a funkci kardiostimulátoru. Poté probíhají v pravidelných intervalech kontrolní prohlídky. [2]

3.8 Kontrolní prohlídky pacientů

Kontrolní prohlídky slouží ke zjištění jak technického stavu přístroje tak ke sledování klinických ukazatelů, které se udály v čase mezi ambulantními kontrolami. První kontrola se provádí bezprostředně po implantaci. Další kontrola následuje před propuštěním pacienta z nemocnice, kdy se provádí např. testy stimulačních prahů či impedance elektrod. Provádí se také konečné nastavení parametrů systému podle současného stavu a vynulují se čítače terapií. Následující kontrola může být za měsíc, záleží na zvyklostech implantačního centra. Pokud nedojde k nečekaným případům, jako například zaznamenání defibrilačního výboje či zvukových signalizací z přístroje, provádí se další kontroly v půlročních intervalech. [2]

4 Praktická část práce

4.1 Názvosloví funkcí kardiostimulátoru

Na trhu se dnes objevuje řada výrobců kardiostimulační techniky, kteří se v nastavení kardiostimulátoru nepatrně liší svou terminologií. V této práci bude porovnáno názvosloví pro firmy Vitatron, St. Jude Medical a Boston Scientific.

V současné době chytrý kardiostimulátor znamená všestrannou diagnostiku, optimalizaci stimulace a terapii arytmií. S rozvojem mikroelektroniky a růstem komplexnosti vznikaly nové situace, které bylo nutné kardiostimulátor naučit detekovat, analyzovat a řešit. Existuje tak velké množství algoritmů řešících různé potenciální situace, včetně možné chybné interpretace vlastní činnosti.

V tomto pojednání budou shrnuty automatické funkce kardiostimulátorů, rozdělené tematicky na kontrolu správné činnosti kardiostimulátoru. Výčet funkcí a algoritmů není kompletní, ale jde o přehled většiny dostupných funkcí a algoritmů pro základní programování kardiostimulátorů.

FIRMA	St. Jude Medical	Boston Scientific	Vitatron
1. Režim	MODE	MODE	MODE
2. Konfigurace elektrod	Leads	Lead configuration	Lead configure
3. Nastavení citlivosti vnímání vlastní srdeční činnosti	AutoSense	Auto sense	Sensing Assurance
4. Schopnost přizpůsobovat se zátěži	Threshold	Activity Treshold	Activity Treshold
5. Schopnost snížení stimulační frekvence k upřednostnění vlastního rytmu	Hysteresis Rate	Hysteresis Offset	Sinus Preference
6. AV zpoždění (stimulované/snímané)	Paced/Sensed AV delay	AV Delay Paced, Sensed AV offset	Paced/ Sensed AV (PAV)/(SAV)
7. Schopnost změny síňokomorového zpoždění	Autointrinsic Conduction Search	Dynamic AV Delay	Reduced VP+
8. Optimalizace činnosti při SVT ve smyslu ochrany před převáděním rychlých síňových arytmií na komory	Auto Mode Switch	A Tachy Response	Mode Switch
9. Detekce a řešení kardiostimulátorem zprostředkované tachykardie (řešení PMT)	PMT Options	PMT Termination	PMT Intervention

Tabulka 1.3: Přehled porovnaného názvosloví pro uvedené firmy

4.1.1 Režim

Základní parametr, který udává terapii přístroje je režim. Na základě připojených elektrod rozlišujeme jednodutinové a dvoudutinové režimy. U jednodutinových lze nastavovat režimy typu A00, AAI, VVI(R), VVT atd. Mezi dvoudutinové režimy patří např. DDD, DDI(R), VDD aj. Díky programovatelnosti kardiostimulátorů je možno nastavit dvoudutinové přístroje do režimu jednodutinového. Všechny tři uvedené firmy mají označení pro režim stejné, a to MODE. [2]

4.1.2 Konfigurace elektrod

U konfigurace elektrod se vybírá možnost unipolární (unipolar) nebo bipolární (bipolar). U dvoudutinových přístrojů se konfiguruje obě elektrody do dané konfigurace. Pokud by byla implantována unipolární elektroda a konfigurace elektrod by byla naprogramována na hodnotu Bipolar, nedošlo by ke stimulaci. Proto je velmi důležité naprogramovat parametr konfigurace elektrod správně.

Pokud se konfigurace stimulace naprogramuje na hodnotu unipolární, stimulační puls se aplikuje mezi hrotem elektrody a pouzdrům kardiostimulátoru. Při bipolární konfiguraci simulace se stimulační impuls aplikuje mezi hrotem elektrody a kroužkovým pólem elektrody.

U konfigurace snímání u naprogramování na unipolární konfiguraci se srdeční signály snímají mezi hrotem elektrody a pouzdrům kardiostimulátoru. Při bipolární konfiguraci se opět snímá mezi hrotem elektrody a kroužkovým pólem elektrody. Unipolární konfigurace je tak citlivější na myopotenciály. [16],[18]

Firma St. Jude Medical má pro konfiguraci elektrod označení Leads. Pomocí nastavení Lead Type lze nastavit typ elektrody. Parametr Pulse Configuration určuje polaritu stimulačního impulsu. [17]

U firmy Boston Scientific se používá označení Lead Configuration. Nastavení je možné opět na unipolární či bipolární. [16]

Firma Vitatron používá pro konfiguraci elektrod označení Lead Configure. Při tomto nastavování je možno nastavit Pace Polarity (polaritu stimulace) a Sense Polarity (polaritu snímání). Polarita se nastavuje na unipolární nebo bipolární. [18]

4.1.3 Nastavení citlivosti vnímání vlastní srdeční činnosti

Citlivost (Sensitivity) je definována jako nejmenší amplituda vstupního signálu daného průběhu, při které dojde k vyvolání odezvy přístroje. Při každém srdečním cyklu se úroveň citlivosti aktualizuje. Rozsah citlivosti pro síň je 0,25–4,0 mV a pro komoru je 1,5–6,0 mV. [16]

U firmy Vitatron se lze setkat s funkcí Sensing Assurance. Tato funkce automaticky monitoruje maximální amplitudu snímaných signálů a upravuje citlivost v síni a komoře v rámci definovaných limitů za účelem zachování adekvátních bezpečnostních rezerv snímání. [18]

Firma St. Jude Medical používá funkci AutoSense. Ta nastavuje automaticky senzitivitu přístroje vůči srdečnímu signálu, aby bylo zajištěno přesnější snímání v síni a komoře. Parametr Sensitivity určuje práh, nad kterým přístroj reaguje na snímané události. [17]

Firma Boston Scientific označuje citlivost jako Sensitivity. Pomocí tohoto parametru může kardiostimulátor detekovat srdeční signály pacienta, které překračují naprogramovanou hodnotu. Lze jí naprogramovat na nastavení nižší citlivosti či naopak vyšší citlivosti. K automatickému nastavení citlivosti kardiostimulátoru na změny srdečních signálů bez zásahu lékaře slouží funkce Auto Sense. Úroveň citlivosti je každý srdeční cyklus aktualizována. [16]

4.1.4 Schopnost přizpůsobovat se zátěži

Ke snímání pohybu těla při fyzické aktivitě pacienta se využívá senzor akcelerometr. Ten využívá piezoelektrického krystalu, který je malou plochou v kontaktu s obvodou přístroje. Při pohybu dochází k deformaci krystalu a generování elektrického potenciálu. Kardiostimulátor na základě výstupního signálu akcelerometru určí, jaká nejvyšší fyzická aktivita bývá pacientem dosahována, a jak často bývá u pacienta přítomna. A podle toho pak určuje zvýšení rychlosti stimulace. [19]

Reakci přístroje na signál generovaný senzorem řídí několik programovatelných parametrů. Základním parametrem je práh aktivity. Tento parametr určuje úroveň aktivity, která musí být překročena, než začne být stimulace řízená senzorem. Hodnota prahu musí být taková, aby kardiostimulátor nezvyšoval frekvenci kvůli pohybům nízké intenzity (např.: dech, tep srdce, případně třes spojený s Parkinsonovou chorobou). [2], [16]

Firma Boston Scientific má pro práh aktivity označení Activity Threshold. Tento parametr lze naprogramovat na hodnoty V–Low (Velmi nízký), Spodní, Med –Lo (Středně nízký), Medium (Střední), Med–Hi (Středně vysoký), Horní, V–High (Velmi vysoký). Kardiostimulátor nezvýší frekvenci stimulace nad hodnotu dolní mezní frekvence, dokud signál akcelerometru nepřesáhne hodnotu prahu aktivity. [16]

U firmy Vitatron se používá rovněž označení Activity Threshold. Nastavení je možno na hodnoty Low (Nízký), Medium/Low (Střední/Nízký), Medium/High (Střední/Vysoký) a High (Vysoký). [18]

Firma St. Jude Medical má funkci Threshold. Tento parametr určuje spouštěcí bod, ve kterém je ovlivněna frekvence udávaná parametrem Sensor určitou úrovní aktivity. S hodnotou Threshold souvisí parametr průměrná aktivita senzoru (Measured Average Sensor – MAS), což je vypočtená hodnota aktivity pacienta za posledních 18 hodin. [17]

4.1.5 Schopnost snížení stimulační frekvence k upřednostnění vlastního rytmu

Do všech výrobků je implementována funkce hystereze, která umožňuje podpořit vlastní rytmus pacienta s nižší frekvencí, než je nastavená základní stimulační frekvence. Hystereze tak díky snížení počtu stimulačních impulsů může prodloužit životnost kardiostimulátoru.

Pokud se vlastní srdeční akce pohybuje mezi dolní mezní frekvencí a dolní mezní frekvencí sníženou o nastavenou hodnotu přesahu (frekvencí hystereze), dojde k uplatnění hystereze. U jednodutinových režimů je tato funkce dostupná v režimech VVI a AAI. Nastavená hystereze udává nejnižší srdeční akci, ke které může dojít před zahájením stimulace.

U dvoudutinových přístrojů je tato funkce dostupná v režimech DDD, VDD a DDI. Zde se obvykle hystereze aktivuje jednou nerefrakterní snímanou síňovou událostí a deaktivuje síňovým nebo komorovým stimulačním impulzem. [2], [19]

U firmy Vitatron se k upřednostnění vlastního rytmu srdce před stimulací řízenou senzorem používá funkce Sinus Preference, která zlepšuje hemodynamiku srdce. Lze jej nastavit na hodnotu ON nebo OFF. Dále se nastavuje parametr Sinus Preference Zone, a to na 3, 5, 10, 15 nebo 20/min. [18]

Firma Boston Scientific má pro tuto funkci termín Hysteresis Offset, který může být nastaven na hodnotu OFF, nebo v rozsahu od -5/min do 80/min (kroky po 5/min). S hysterezou souvisí také parametr Rate Hysteresis (frekvenční hysteréza). Ten lze využít v režimech DDD(R), DDI(R), VVI(R) a AAI(R).

Názvosloví firmy St. Jude Medical pro upřednostnění vlastního rytmu je Hysteresis Rate a tento parametr může být nastaven na hodnotu OFF nebo v rozsahu 30/min až 150/min (kroky po 5/min). Frekvence je pod nastavením Base Rate (základní frekvence) a je použita v případě upřednostnění spontánního rytmu před stimulací. Pokud je parametr povolen, kardiostimulátor při detekci vlastní aktivity zvyšuje frekvenci stimulace ze základní stimulační frekvence na frekvenci hystereze. Pokud není spontánní činnost detekována, kardiostimulátor pracuje v nastavení Base Rate. [17]

4.1.6 AV zpoždění (stimulované, snímané)

Parametr AV zpoždění je programovatelný časový interval od vzniku stimulované nebo snímané události v síni do stimulované komorové události. Týká se všech dvoudutinových režimů a zajišťuje udržení AV synchronizace srdce. V režimech DDI(R), VDD a DDD(R) kardiostimulátor aplikuje stimulaci komor na konci intervalu AV zpoždění, pokud stimulace není potlačena spontánní depolarizací komor nebo pokud není překročena hodnota maximální převáděné frekvence (MTR). V režimu D00 je aplikována stimulace komor na konci intervalu AV zpoždění bez ohledu na spontánní depolarizaci komor. [16]

Snímané AV zpoždění (sensed) představuje zpoždění mezi snímanou síňovou událostí a odpovídající komorovou stimulací. Interval mezi stimulovanou síňovou událostí a odpovídající komorovou stimulací představuje stimulované AV zpoždění (paced). Interval snímaného AV zpoždění se programuje o 30 ms až 60 ms kratší než interval stimulovaného AV zpoždění. Kontrakce síní je spouštěna stimulací síní, kdežto snímání probíhá až během kontrakce. Pokud dojde během intervalu snímaného nebo stimulovaného AV zpoždění ke komorové snímané události, potlačí se komorová stimulace. [2]

Firma Vitatron má stimulované AV zpoždění označeno jako Paced AV (PAV) a nastavit lze hodnoty v rozsahu 30–350 ms (kroky po 10 ms). Sensed AV (SAV) je názvosloví pro snímané AV zpoždění a nastavení jeho hodnot je možno v rozsahu 30 ms až 350 ms (kroky po 10 ms). [18]

St. Jude Medical má pro stimulované AV zpoždění terminologii Paced AV Delay a nastavitelné hodnoty jsou 25 ms, 30–200 ms (kroky po 10 ms), 225–300 ms (kroky po 25 ms) a 350 ms. Pro snímané AV zpoždění je názvosloví Sensed AV Delay a hodnoty nastavování jsou 25 ms, 30–200 ms (kroky po 10 ms), 225–325 ms (kroky po 25 ms). [17]

Boston Scientific označuje stimulované AV zpoždění jako AV Delay (paced) a hodnoty lze nastavit od 10–400 ms (kroky po 10 ms). Snímané AV zpoždění má názvosloví Sensed AV Offset a hodnoty lze nastavit na OFF nebo v rozsahu od -100–10 ms (kroky po 10 ms). [16]

4.1.7 Schopnost změny síňokomorového zpoždění - preference vlastního AV vedení a spontánního šíření komorové aktivity

Hystereze AV intervalu byla první použitým algoritmem. Pokud je uvnitř programovaného AV intervalu detekována spontánní komorová událost, je AV interval prodloužen o programovanou

hodnotu. Naopak absence spontánní komorové události při prodloužení AV intervalu vede k jeho opětovnému zkrácení. [19]

Firma Vitatron má funkci Reduced VP+, která podporuje vlastní komorovou aktivitu pacientů s normálním nebo přerušovaným AV vedením a zabraňuje aplikaci nesprávné terapie u pacientů bez vedení. Při této funkci vyhledává přístroj dobu vlastního AV vedení pacienta a prodlužuje nebo zkracuje intervaly Sensed AV (SAV) a Paced AV (PAV) tak, aby byla zajištěna podpora vlastní aktivity komor. Funkci lze nastavit na hodnoty ON nebo OFF. S touto funkcí se nastavuje i hodnota Max Increase to AV, maximální prodloužení na AV. Tento parametr lze nastavit v rozsahu 10–250 ms (kroky po 10 ms). [18]

U firmy St. Jude Medical je použit parametr Autointrinsic Conduction Search, který slouží k aktivnímu vyhledávání vlastního AV vedení funkcí hledání. Po programovatelném počtu po sobě jdoucích stahů bez detekce spontánního AV vedení je AV interval prodloužen na několik cyklů a přístroj vyčkává detekce vlastního vedení. V případě, že se objeví spontánní komorová událost, zůstane AV interval prodloužen. Pokud se neobjeví, dojde k jeho zkrácení na původní hodnotu. Rozsah nastavení této funkce je 10 ms až 120 ms. [19]

U firmy Boston Scientific nastavujeme parametr Dynamic AV Delay, který napodobuje normální funkci AV uzlu s postupujícím zkracováním intervalu P–R jako reakci na zvyšování frekvence. Parametr lze nastavit na hodnoty ON nebo OFF. Spolu s ním se nastavuje parametr AV Delay Increase, tedy zvýšení zpoždění AV. Ten nastavujeme v rozsahu 10–100 % (kroky po 10 %). [16]

4.1.8 Optimalizace činnosti při SVT ve smyslu ochrany před převáděním rychlých síňových arytmii na komory (přepínání stimulačního režimu)

Tato funkce slouží k přepínání stimulačního režimu při detekci rychlé síňové akce. Pokud je kardiostimulátor nastaven v režimech VDD(R) nebo DDD(R), může převáděná síňová tachykardie vést k rychlé stimulaci komor. Přístroj tedy musí být schopen přestat převádět patologicky rychlý sinusový rytmus na komory. Pokud nastane přepnutí režimu, režim VDD(R) se přepne do režimu VDI(R) a režim DDD(R) na režim DDI(R) nebo VDI(R). [2], [19]

Firma Vitatron má pro automatické přepnutí režimu označení Mode Switch a lze jej nastavit na hodnoty ON nebo OFF. Přepnutím z režimu s převáděním síňových událostí do režimu bez převádění síňových událostí při detekci síňové tachyarytmie funkce zabraňuje převádění paroxysmálních síňových tachykardií.

Firma St. Jude Medical pojmenovala tuto funkci jako Auto Mode Switch s možným nastavením ON či OFF. Tento parametr zabraňuje v síňových režimech ve sledování síňové tachykardie a způsobuje kardiostimulátorem vyvolanou tachykardii (PMT). K přepnutí režimu dochází, jakmile je detekováno překročení nastavení Atrial Tachycardia Detection Rate síňovou frekvencí. Důležité je také nastavit parametr AMS Base Rate, podle kterého se stimuluje při přepnutí režimu. [17]

U firmy Boston Scientific je pro tuto funkci označení A–Tachy Response (ATR), tedy odezva na síňovou tachykardii. Opět možno nastavit na hodnoty ON nebo OFF. Funkce umožňuje přepnutí režimu v přítomnosti detekované síňové aktivity překračující hodnotu spouštěcí frekvence ATR (ATR Trigger Rate).

4.1.9 Detekce a řešení kardiostimulátorem zprostředkované tachykardie

Stimulace komor je zpětně převedena na síně, aktivace síní vnímaná mimo refrakterní periodu vyvolává přes kardiostimulátor stimulaci komor. Pro její vznik je nutná přítomnost zpětného vedení přes AV uzel, nevhodné nastavené programu kardiostimulátoru a vyvolávající faktor (např.: extrasystola, intermitentně neefektivní síňová stimulace, atd.). Prvním krokem je detekce PMT. Obvykle se využívá 8–16 po sobě jdoucích stahů. Pokud jejich frekvence dosáhne určité hodnoty, je počítán průměrný VA interval. Akutní PMT lze řešit programováním např.: do režimu DDI nebo přiložením magnetu a tím vypnutím snímání v síní. [2]

Firma Vitatron má pro tuto funkci označení PMT Intervention, která poskytuje automatickou detekci a přerušení kardiostimulátorem zprostředkované tachykardie prodloužením síňového refrakterního intervalu po komorové události (PVARP) o jeden interval. Funkce je nastavitelná na hodnotu ON nebo OFF. [18]

Firma St. Jude Medical má funkci PMT Options (PMT možnosti), která je nastavitelná na hodnoty OFF, Passive a Atrial Pace. Nastavení funkce na Passive znamená, že PMT jsou zjištěny, ale přístroj nijak nereaguje, aby byly zajištěny. Při nastavení Atrial Pace jsou PMT detekovány a je zahájena síňová stimulace za účelem odstranění PMT. [17]

Firma Boston Scientific používá termín PMT Termination, tedy ukončení PMT. Tato funkce je nastavitelná na hodnoty OFF nebo ON. Pokud je funkce aktivní, spočítáním 16 po sobě následujících komorových stimulačních pulsů se detekuje stav PMT. Během těchto šestnácti intervalů je také monitorován interval V–A, a hodnotí se, zda došlo k PMT nebo zda spontánní síňová frekvence dosahuje nebo přesahuje hodnotu maximální převáděné frekvence. [16]

5 Programování aplikace pro nastavení kardiostimulátoru

Pro tvorbu aplikace bylo vybráno integrované programovací prostředí MATLAB, protože slouží pro vědeckotechnické výpočty, modelování, návrhy algoritmů, simulace, analýzu a prezentaci dat, atd. Po návrhu algoritmů se v uživatelském rozhraní GUI vytvořila aplikace pro doporučená nastavení kardiostimulátorů.

5.1 MATLAB

MATLAB je programovací prostředí, které poskytuje svým uživatelům grafické a výpočetní nástroje, rozsáhlé specializované knihovny, které jsou svým rozsahem využitelné prakticky ve všech oblastech lidské činnosti.

Nejpodstatnější součástí numerického jádra jsou algoritmy pro operace s maticemi reálných a komplexních čísel. MATLAB umožňuje provádět různé operace jako např. násobení, determinant, výpočet středních hodnot, rychlou Fourierovu transformaci, výpočet směrodatné odchylky atd. Další funkcí je možnost vykreslování různých druhů grafů či programování aplikací. Uživatelské rozhraní je plně konfigurovatelné. [12]

5.2 GUI (Graphical User Interface)

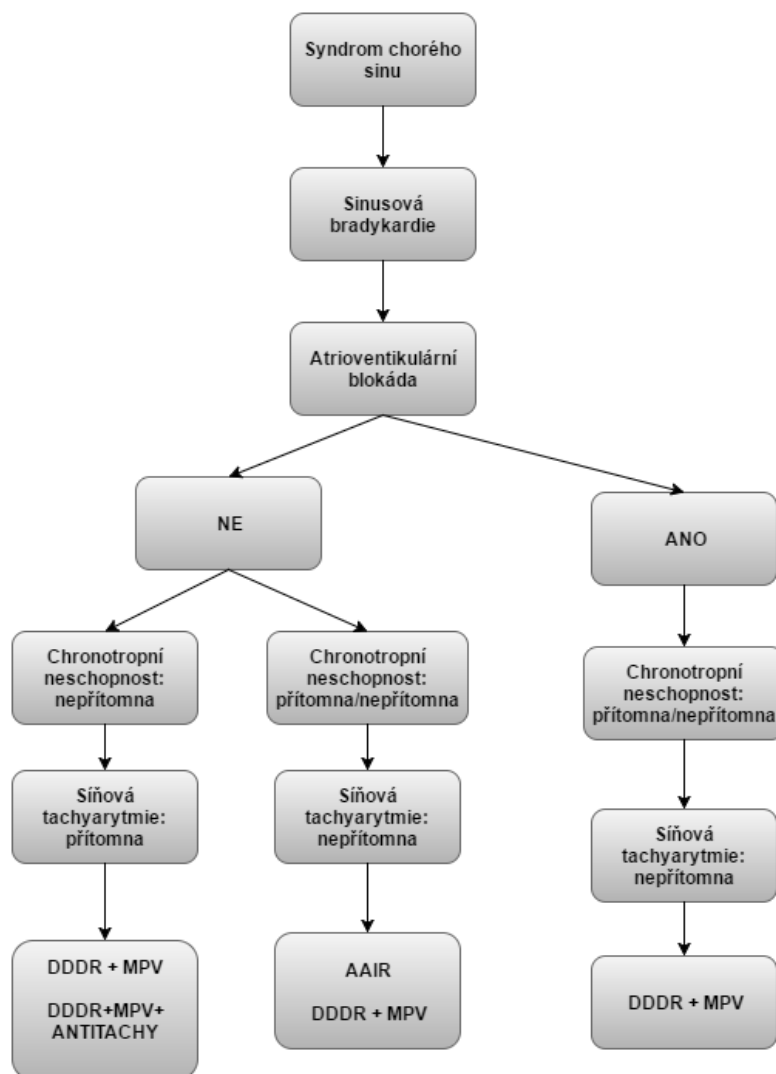
GUI je uživatelské rozhraní, kde se aplikují grafické objekty (komponenty) jako např. tlačítka, textová pole, nabídky apod. Poskytuje rozhraní mezi uživatelem a aplikací podřízené kódem. GUI se vytváří pomocí nástroje GUIDE, což je vývojové prostředí poskytující soustavu nástrojů pro jeho tvorbu. Výstupem GUI je soubor FIG-file, který je možno editovat v návrhovém editoru a obsahuje popis grafické části GUI. Druhým souborem je M-file, kde se programují kódy. [13]

5.3 Návrh algoritmu nastavení kardiostimulátoru

Algoritmus pro nastavení kardiostimulátoru bude realizován v MATLABu pomocí uživatelského rozhraní GUI. Pro návrh algoritmu byly použity Guidelines, tedy souhrn doporučených postupů pro implantace kardiostimulátorů a srdeční resynchronizační léčbu.

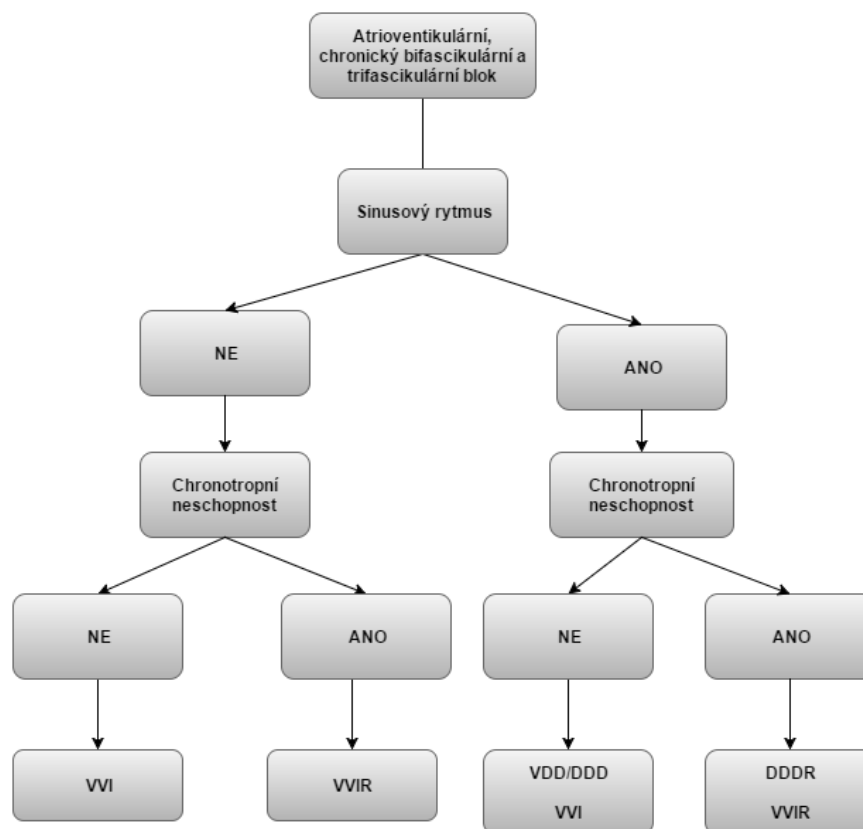
Na základě zvolených parametrů a firmy (Vitatron, St. Jude Medical nebo Boston Scientific) algoritmus navrhne nastavení v dané terminologii.

Hlavním indikačním kritériem je diagnóza, která určuje, z jakého důvodu bude kardiostimulátor implantován. Tento parametr v rámci aplikace rozhodne, jaký režim je vhodné zvolit.



Obrázek 1.9: Zvolení režimu kardiostimulátoru podle diagnózy SSS, převzato z [22]

Algoritmus pro syndrom chorého sinu bere v potaz přítomnost atrioventrikulární blokády, která se může v průběhu nemoci vyskytnout. Dále se uvažuje přítomnost chronotropní neschopnosti, při níž není srdce schopno zvýšit svou rychlost úměrně se zvýšenou aktivitou (př. zátěž).



Obrázek 1.10: Zvolení režimu kardiostimulátoru podle diagnózy AV blokády, převzato z [22]

U algoritmu pro atrioventrikulární blokádu se podle Guidelines uvažuje o sinusovém rytmu. V samotné aplikaci bude algoritmus rozeznávat i perzistující a paroxysmální fibrilaci síní.

5.4 Rozhraní aplikace

Do vstupní obrazovky programu pro nastavení prvotních parametrů lze zapsat příjmení a jméno pacienta. Při nastavování vstupních parametrů je možnost výběru z již předdefinovaných možností v jednotlivých pop-up menu. Volí se firma, podle jejíhož názvosloví je vstupní obrazovka.

Stěžejní volbou je parametr diagnózy, který určuje stimulační režim. Volbou EKG se volí druh arytmie. Dále se volí přednost vlastního rytmu a vlastní komorové aktivity a odpovědi SVT a PMT.

V některých případech je možnost výběru vlastní komorové aktivity, SVT odpovědi a PMT odpovědi znemožněna či primárně nastavena předdefinovanou možností.

Obrázek 1.11: *Vzhled vstupní obrazovky pro nastavení parametrů*

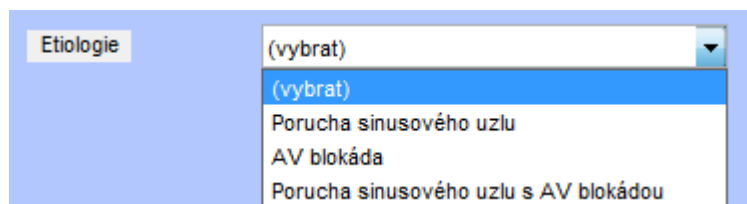
Prvním parametrem je výběr firmy. Aplikace je orientována na firmy Boston Scientific, Vitatron a St. Jude Medical. Touto volbou se rozhodne, v jakém názvosloví bude doporučeno nastavení stimulačních parametrů.

Obrázek 1.12: *Ukázka možnosti nastavení firmy v aplikaci*

Dalším parametrem je diagnóza, tedy etiologie, což je hlavní indikační kritérium pro volbu režimu. Zde je na výběr porucha sinusového uzlu, AV blokáda nebo porucha sinusového uzlu s AV blokádou.

Přerušением normální funkce SA uzlu dochází k výpadku srdeční kontrakce, což může způsobovat závratě, hluboké mdloby aj. Poruchou sinusového uzlu mohou vznikat sinusové arytmie jako je sinusová bradykardie, syndrom chorého sinu, sinusovou zástavu atd.

Narušení vedení vzruchu ze síní na komory má za následek AV blokáda. Může se vyskytovat přechodně v souvislosti s akutním srdečním onemocněním, př.: infarkt myokardu nebo myokarditida (zánět srdeční svaloviny).

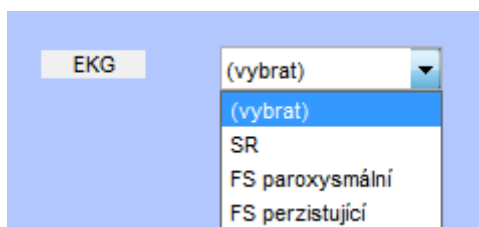


Obrázek 1.13: Ukázka možnosti nastavení etiologie v aplikaci

Při volbě EKG je k výběru sinusový rytmus (SR), fibrilace síní perzistující (chronická) a fibrilace síní paroxysmální (záchvatovitá).

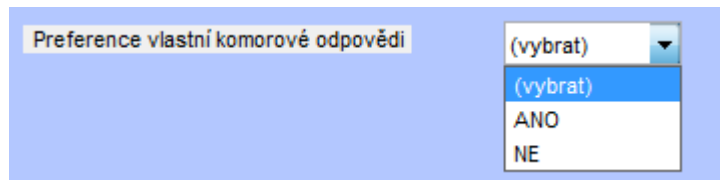
Sinusový rytmus vzniká v sinoatriálním uzlu (SA) a udává rytmus celé srdeční akci. V klidových podmínkách má pravidelný rytmus frekvenci 60-100/min.

Charakteristickým znakem fibrilace síní je nepravidelný komorový rytmus a absence vln P. Může být paroxysmální (záchvatovitá), perzistující (chronická) a permanentní. Fibrilaci síní mohou vyvolat sick sinus syndrome, akutní infarkt myokardu, hypertenze, kardiomyopatie, hypertyreóza, chlopenní vady a alkohol. Léčba se volí podle příčiny, klinických projevů a rizik spojených s arytmií. Paroxysmální fibrilace síní je spontánně ukončena arytmií do 7 dní od jejího vzniku. U perzistující fibrilace síní je délka trvání delší než 7 dní nebo vyžaduje kardioverzi. [3]



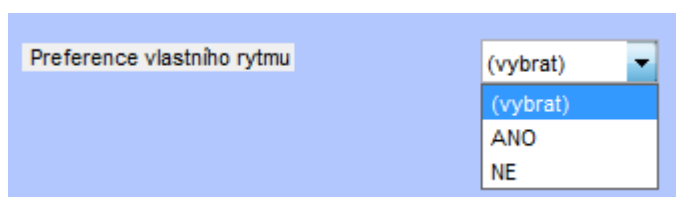
Obrázek 1.14: Ukázka možnosti nastavení EKG v aplikaci

U volby preference vlastní komorové odpovědi je možnost výběru ano či ne. Pokud je v nastavení etiologie zvolen vstupní parametr AV blokáda, nebo porucha sinusového uzlu s AV blokádou je výběr preference vlastní komorové odpovědi znemožněn, protože v těchto případech není komorová odpověď možná.



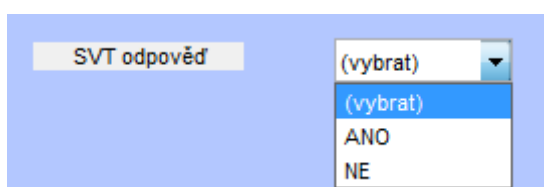
Obrázek 1.15: Ukázka možnosti nastavení vlastní komorové odpovědi

Preference vlastního rytmu má opět možnost výběru ano či ne. Tímto výběrem se zvolí, zda má pacient svůj vlastní rytmus, který vzniká v sinoatriálním uzlu. V případě, že je porušen sinoatriální uzel, je vlastní rytmus nepravděpodobný, neboť nedochází k normální tvorbě vzruchu. Pokud je diagnózou AV blokáda, vlastní rytmus může být přítomen, protože není narušen vznik vzruchu, ale jeho převod ze síní na komory.



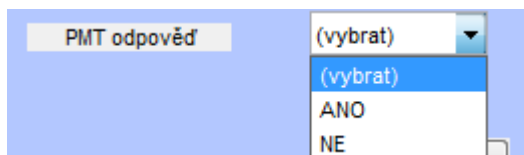
Obrázek 1.16: Ukázka možnosti nastavení preference vlastního rytmu v aplikaci

U SVT odpovědi, tedy odpovědi na supraventrikulární tachykardii, je možnost výběru ano či ne. Pokud je u parametru EKG vybrána možnost FS perzistující, je možnost výběru SVT odpovědi znemožněna, protože výběr by byl vždy ne. Supraventrikulární tachykardie se mohou vyskytovat i při sinusovém rytmu a představují různorodou skupinu poruch srdečního rytmu, v jejichž mechanismu se výlučně či částečně uplatňuje svalovina srdečních síní, sinoatriální a atrioventrikulární uzel. Jsou definovány jako 3 a více srdečních cyklů s frekvencí větší než 100/min. [20]



Obrázek 1.17: Ukázka možnosti nastavení SVT odpovědi v aplikaci

Posledním vstupním parametrem pro volbu je PMT odpověď (pacemakerová tachykardie), u které je možno zvolit nastavení ano či ne. I v tomto případě dochází k znemožnění nastavení, pokud je vybrána u parametru EKG možnost FS perzistující. Kardiostimulátorem zprostředkovaná tachykardie (PMT) je také označována jako tachykardie nekonečné smyčky. Stimulace komor je zpětně převedena síně přes AV uzel, aktivace síní vnímaná mimo refrakterní periodu vyvolává přes kardiostimulátor stimulaci komor.

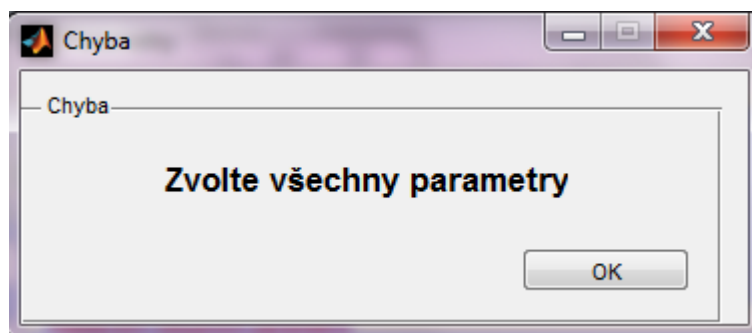


Obrázek 1.18: Ukázka možnosti nastavení PMT odpovědi v aplikaci

5.5 Výstup aplikace

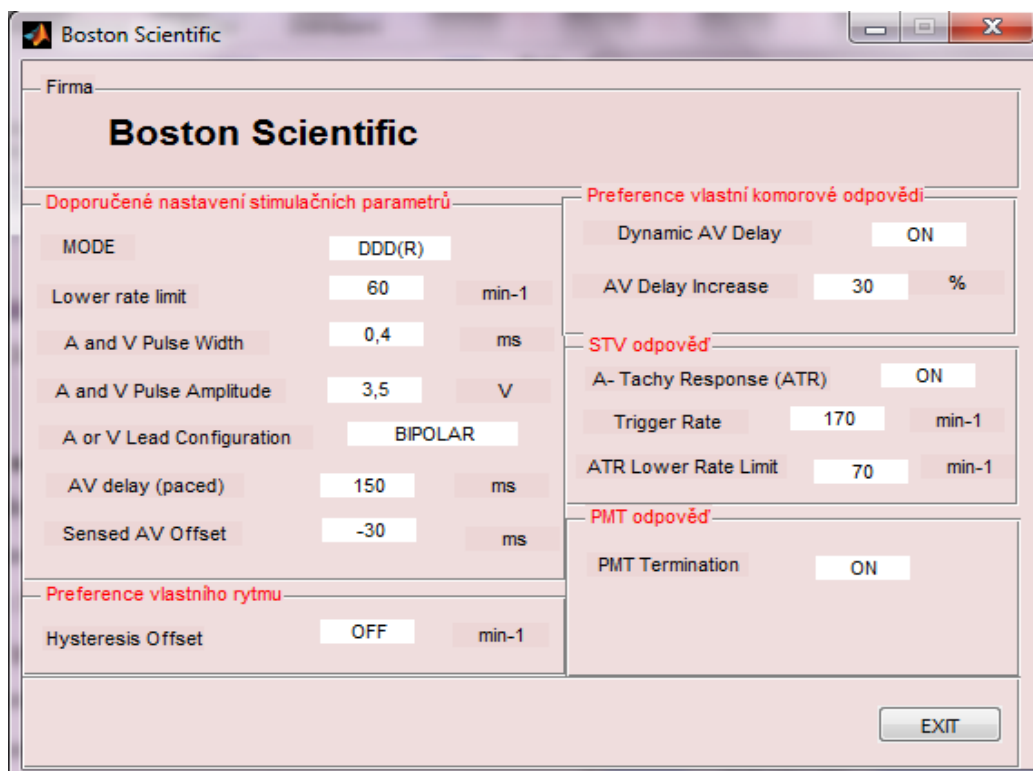
Na základě naprogramovaného algoritmu se po nastavení vstupních parametrů objeví po potvrzení tlačítkem OK okno s doporučeným nastavením kardiostimulátoru pro zvolenou firmu.

Pokud nastane možnost, že některý z parametrů, nebo všechny parametry nebudou vybrány, např. z důvodu přehlédnutí, a stiskne se tlačítko OK, zobrazí se dialogové okno chyby.



Obrázek 1.19: Ukázka dialogového okna chyby v aplikaci

Pokud jsou zadány všechny parametry správně, objeví se na základě naprogramovaných algoritmů výstupní dialogové okno s výčtem doporučeného nastavení funkcí kardiostimulátorů upřednostněné firmy.



Obrázek 1.20: Příklad výstupního dialogového okna aplikace pro firmu Boston Scientific

5.6 Otestování aplikace

Otestování aplikace bylo provedeno u pacienta s poruchou sinusového uzlu a záchvatovitou fibrilací síní. Při poruše sinusového uzlu dochází k postižení celého systému tvorby převodu vzruchu v síních. Střídají se rychlé rytmy (supraventrikulární tachykardie, tachyfibrilace síní, Flutter síní) a pomalé rytmy (sinusová či junkční bradykardie s SA blokádami či zástavami). Vlastní rytmus pacienta tedy nebyl upřednostněn. Preference vlastní komorové odpovědi, SVT a PMT odpovědi byly primárně nastaveny na možnost ANO. Zvolenou firmou byla firma St. Jude Medical.

Firma	St. Jude Medical
Etiologie	Porucha SU
EKG	FS paroxysmální
Preference vlastního rytmu	NE
Preference vlastní komorové odpovědi	ANO
SVT odpověď	ANO
PMT odpověď	ANO

Tabulka 1.4: Shrnutí nastavených vstupních parametrů v aplikaci

Po potvrzení tlačítkem OK vyskočí dialogové okno s navrženými optimálními parametry pro nastavení kardiostimulátoru pro zvolenou firmu. Pokud by došlo ke změně výběru firmy, objevilo by se dialogové okno s názvoslovím změněné firmy.

The screenshot shows a software window titled "St. Jude Medical" with a standard Windows-style title bar. The main content area is divided into several sections with orange headers:

- Doporučené nastavení stimulačních parametrů** (Recommended stimulation parameter settings):

MODE	DDD(R)	
Base rate	60	min-1
A. and V. Pulse Width	0,4	ms
A. and V. Pulse Amplitude	2,5	V
A or V pulse Configuration	BIPOLAR	
AV delay	150	ms
PV delay	200	ms
- SVT odpověď** (SVT response):

Auto Mode Switch	DDI	
AMS Max Trigger Rate	130	min-1
AMS Base Rate	80	min-1
- PMT odpověď** (PMT response):

PMT Options	A PACE při PMT	
-------------	----------------	--
- Preference vlastního rytmu** (Intrinsic rhythm preferences):

Hysteresis Rate	OFF	min-1
-----------------	-----	-------
- Preference vlastní komorové odpovědi** (Intrinsic ventricular response preferences):

AutoIntrinsic conduction search	30	ms
---------------------------------	----	----

An "EXIT" button is located at the bottom right of the window.

Obrázek 1.21: Výstup aplikace pro nastavené parametry

Nejdůležitějším doporučeným parametrem je režim, který udává způsob stimulace srdce. Doporučen je režim DDD(R), který poskytuje dvoudutinovou stimulaci, snímání a duální odezvu na snímání (inhibice nebo spouštění). U poruchy sinusového uzlu spolu s paroxysmální fibrilací síní lze použít i režim AAI(R). V této aplikaci je doporučeno použití režimu DDD(R), protože pacienti s touto poruchou mají většinou bradykardické léky, což může způsobit AV blokády.

Pozn.: Režim VVI se nikdy nepoužívá, neboť zhoršuje hemodynamiku srdce. V důsledku komorové stimulace při pomalém sinusovém rytmu a zpětném převodu na síně dochází k nárůstu tlaku v síních a zpětnému proudění krve do plicních žil (pacemakerový syndrom).[23]

Následuje parametr Base Rate, což je nastavení dolní mezní frekvence. V tomto případě je doporučena nejnižší frekvence stimulace pacienta na 60/min, přičemž rozsah nastavení je 50–70/min. U firmy Boston Scientific je tento parametr pojmenován jako Lower Rate Limit a u firmy Vitatron jako Lower Rate.

Šířka impulsu určuje, jak dlouho bude výstupní puls aplikován mezi stimulačními elektrodami. Energie aplikována do srdce je přímo úměrná hodnotě šířky impulsu. Jmenovitá hodnota nastavení je 0,4 ms. Programovatelné hodnoty jsou možné od 0,05 ms a 0,1–1 ms s kroky po 0,1 ms.

Amplituda impulsu (Pulse Amplitude) neboli napětí výstupního impulsu se měří jako napětí náběžné hrany výstupního impulsu přístroje. Parametry jsou nezávisle programovatelné v síni i komoře.

Dalším doporučeným parametrem je konfigurace. Tu je možno nastavit na bipolární či unipolární. V tomto případě je doporučeno bipolární nastavení, jelikož je nastaven režim DDD(R).

Doporučené hodnoty pro AV delay a PV delay jsou 150 ms a 250 ms. Jedná se o snímané a stimulované AV zpoždění. Nastavením určujeme časový interval od vzniku stimulované nebo snímané události v síni do stimulované komorové události. Tento parametr najdeme u všech dvoudutinových režimů, protože zajišťuje udržení AV synchronizace srdce. U jiných firem se lze setkat s označením sensed AV delay a paced AV delay. Nastavení parametru AV delay a PV delay je možné v rozsahu 150–200 ms. [16]

U části preference vlastní komorové odpovědi je nastaven parametr Autointrinsic Conduction Search, což je automatické vyhledávání spontánního vedení. V tomto případě je doporučeno na 30 ms. Rozsah nastavení je možný na 10–120 ms. U firmy Vitatron se v části preference vlastní komorové odpovědi nastavuje Reduced VP+ a Max Increase to AV, což jsou hodnoty nastavení podpory vlastní komorové aktivity a maximální prodloužení na AV. Firma Boston Scientific má v této části parametry Dynamic AV delay a AV delay Increase, jehož hodnota je v procentech.

V části preference vlastního rytmu je doporučeno nastavení pro parametr Hysteresis Rate, což je frekvence hystereze pod nastavením Base Rate v případě, že spontánní rytmus pacienta je upřednostňován před stimulací. Pokud je tento parametr povolen, zvyšuje se frekvence stimulace ze základní na frekvenci hystereze, jakmile je detekována spontánní aktivita. V případě, že spontánní aktivita detekována není, přepne přístroj zpět na nastavení Base Rate. Pokud je hystereze povolena je možné nastavit její rozsah na 40–60/min. [17]

Dalšími doporučenými parametry jsou Auto Mode Switch, Detect Rate a AMS Base Rate, které spadají pod SVT odpověď. Parametr Auto Mode Switch je určen pro přepínání z jednoho režimu do druhého, v tomto případě doporučen na režim DDI. Detect Rate je parametr nastavuje síňovou frekvenci, při které dochází ke změně režimů. Nastavením AMS Base Rate je udávána komorová stimulační frekvence po přepnutí režimu. Po návratu do režimu DDD(R) obnoví přístroj stimulaci při naprogramovaném nastavení Base Rate. Rozsah nastavení je 60–80/min přičemž je parametr k dispozici pouze za přítomnosti aktivního parametru Auto Mode Switch. Firma Boston Scientific má pro přepínání režimu parametr Atrial Tachy Response (ATR), parametrem Trigger Rate je nastavena spouštěcí frekvence ATR a ATR Lower Rate Limit je určen pro nastavení dolní mezní frekvence ATR.

Posledním doporučeným nastavením je parametr PMT odpovědi. PMT Options je zde doporučen na hodnotu A Pace při PMT, což umožňuje zahájení síňové stimulace za účelem odstranění PMT. Tento parametr může být dále nastaven buď na hodnotu OFF, nebo na Passive. U firmy Vitatron je v

části PMT odpovědi nastavení parametru PMT Intervention a firma Boston Scientific má pro tuto funkci označení PMT Termination. [16],[17],[18]

5.7 Zhodnocení výsledků

Souhrnné sjednocení porovnané terminologie automatických funkcí kardiostimulátorů firem Vitatron, Boston Scientific a St. Jude Medical ukázalo, že některé základní funkce pro stimulaci mohou mít různé názvosloví.

Aplikace vytvořena na základě navrženého algoritmu umožňuje přehled základních funkcí kardiostimulátorů a doporučené nastavení jejich stimulačních parametrů. Toto doporučené nastavení bylo sjednoceno podle doporučených postupů (Guidelines) České kardiologické společnosti a European Society of Cardiology. Aplikace není ucelena pro kompletní naprogramování kardiostimulátoru, ale zahrnuje výčet jeho základních funkcí, se kterými se při nastavování lze setkat.

Pro spuštění aplikace je nutný program MATLAB, ve kterém se otevře kód programu a umožní aplikaci spustit. Vzhledem k tomu, že každý uživatel nemusí mít tento program nainstalován je aplikace také převedena do souboru s koncovkou .exe, to umožňuje spuštění aplikace aniž by byla nutnost instalovat program MATLAB. Stačí pouze nainstalovat program Matlab Runtime, který nezabere tolik místa na disku a umožňuje spuštění exe souborů převedených z MATLABu.

Závěr

V této bakalářské práci došlo k seznámení s anatomií a fyziologií lidského srdce a s problematikou poruchy srdečního rytmu, zvanou bradyarytmie. Dále zde došlo k seznámení s trvalou kardiostimulací a stimulačními režimy kardiostimulátorů. Byl zde také shrnut výčet základních dostupných funkcí těchto přístrojů a porovnání jejich názvosloví pro firmy Vitatron, Boston Scientific a St. Jude Medical.

Porovnání terminologie ukázalo, že některé funkce kardiostimulátorů jsou u firem označovány odlišně. Díky tomuto porovnání základních funkcí těchto přístrojů bylo možno vytvořit aplikaci, která na základě sestavených algoritmů doporučuje vhodné nastavení základních stimulačních parametrů. Aplikace je vytvořena v uživatelském rozhraní GUI, programu MATLAB, a je sestavena tak, aby byla přehledná a snadno ovladatelná. Současně je také převedena do souboru s koncovkou exe, aby bylo možno aplikaci spustit bez složitého instalování programu MATLAB.

Pro porovnání názvosloví byly zvoleny tři firmy, jejichž kardiostimulátory jsou implantovány na oddělení kardiologie Nemocnice Podlesí v Třinci. Aplikace by zde měla být lékařům přínosem, neboť usnadní orientaci v názvech funkcí, které jsou při implantacích nastavovány. Podle oficiálních kritérií také doporučuje vhodné stimulační režimy a ideální hodnoty nastavení parametrů, které jsou pro úspěšnou kardiostimulaci stěžejní.

Použitá literatura

- [1] ŠTEJFA, Miloš. Kardiologie. 3., přepr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2007, xxxiii, 722 s. ISBN 978-802-4713-854.
- [2] Korpas, David. Kardiostimulační technika. 1. vyd. Praha: Mladá fronta, 2011, 206 s. ISBN 978-802-0424-921.
- [3] BENNETT, David H. Srdeční arytmie: praktické poznámky k interpretaci a léčbě. 1. vyd. Praha: Grada, 2014, 384 s. ISBN 978-802-4751-344.
- [4] HAMPTON, John R. EKG stručně, jasně, přehledně. 1. české vyd. Praha: Grada, 2013, 192 s. ISBN 978-802-4742-465.
- [5] M. Tábořský, J. Kautzner, Summary of the 2013 ESC Guidelines on cardiac pacing and cardiac resynchronization therapy: Prepared by the Czech Society of Cardiology, Cor et Vasa 55 (2013) e57–e74, jak vyšel v online verzi Cor et Vasa na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010865013001392>
- [6] ROKYTA, Richard. Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech. Vyd. 1. Praha: ISV, 2000. Lékařství. ISBN 80-858-6645-5.
- [7] PORUCHY VEDENÍ VZRUCHU. Výukový web EKG [online]. Plzeň: MUDr. Petr Haman [cit. 2016–04–18]. Dostupné z: http://ekg.kvalitne.cz/vedeni.htm#-SINOARTIALNI_BLOKA-DA
- [8] SRDCE. Řízená a kontrolovaná detoxikace organismu podle MUDr. Jonáše: Mgr. Ivana Pivoňková Šůkalová [online]. Česká republika, 2013 [cit. 2016-04-18]. Dostupné z: <http://www.rizenadetoxikace.com/news/srdce/>
- [9] ANATOMIE KARDIOVASKULÁRNÍHO SYSTÉMU. Univerzita Karlova, Moodle pro výuku [online]. Praha, 2014 [cit. 2016–03–06]. Dostupné z: <http://dl1.cuni.cz/mod/page/view.php?id=190524>
- [10] Your Pacemaker: How Is It Programmed? Vitatron - The Pace Makers [online]. The Netherlands: Vitatron Holding B.V., 2010 [cit. 2016-04-10]. Dostupné z: <http://www.vitatron.com/ous/pacemakers3.html>
- [11] Elektrody pro trvalou stimulaci. Cardion [online]. Česká republika: CARDION s r.o., 2013 [cit. 2016–04–10]. Dostupné z: <http://www.cardion.cz/elektrody-pro-trvalou-stimulaci>
- [12] MATLAB & SIMULINK. HUMUSOFT [online]. Praha: HUMUSOFT s.r.o., 2016 [cit. 2016-04-10]. Dostupné z: <http://www.humusoft.cz/matlab/>
- [13] VYUŽITÍ GRAFICKÉHO UŽIVATELSKÉHO ROZHRANÍ MATLABU VE VÝZKUMU A VÝUCE MĚŘENÍ. Digital Signal and Image Processing [online]. Praha: ČVUT, 2003 [cit. 2016-04-10]. Dostupné z: http://dsp.vscht.cz/konference_matlab/matlab03/blaska.pdf

- [14] Kardiostimulátory s resynchronizační terapií. Cardion [online]. Česká republika: CARDION s r.o., 2013 [cit. 2016-04-18]. Dostupné z: <http://www.cardion.cz/kardiostimulatory-s-resynchronizacni-terapii-hlavni>
- [15] Implantace kardiostimulátoru: Co lze očekávat? In: Medtronic [online]. Praha: Medtronic Czechia s.r.o., 2012 [cit. 2016-03-06]. Dostupné z: <http://www.medtronic.cz/vasezdravi/bradykardie/implantace-kardiostimulatoru/implantace/index.htm>
- [16] Příručka k systému ALTRUA TM 60. Boston Scientific [online]. USA: Boston Scientific, 2009 [cit. 2016-04-11]. Dostupné z: https://www.bostonscientific.com/content/dam/Manuals/us/current-rev-en/357921-003_EN_US_S.pdf
- [17] Bradykardické a tachykardické přístroje: Příručka s nápovědou. Cardion [online]. USA: St. Jude Medical, 2013 [cit. 2016-04-11]. Dostupné z: <http://www.cardion.cz/file/602/manual-pm-a-icd.pdf>
- [18] Vitatron: T-Series. Vitatron - The Pace Makers [online]. The Netherlands: Vitatron Holding B.V., 2009 [cit. 2016-04-18]. Dostupné z: <http://www.vitatron.com/downloads/ta2-reference-manual.pdf>
- [19] Automatické funkce kardiostimulátorů. Kardiologická revue [online]. 2006, 2006(4), 9 [cit. 2016-04-18]. Dostupné z: http://www.prolekare.cz/pdf?ida=kr_06_04_05.pdf
- [20] DOPORUČENÉ POSTUPY PRO DIAGNOSTIKU A LÉČBU SUPRAVENTRIKULÁRNÍCH TACHYARYTMIÍ. Česká kardiologická společnost [online]. Třinec: Kardiocentrum Nemocnice Podlesí, 2005 [cit. 2016-04-18]. Dostupné z: http://www.kardio-cz.cz/data/upload/Doporucene_postupy_pro_diagnostiku_a_lecbu_supraventrikularnich_tachyarytmii.pdf
- [21] Zásady pro implantace kardiostimulátorů, implantabilních kardioverterů-defibrilátorů a systémů pro srdeční resynchronizační léčbu 2009. Česká kardiologická společnost [online]. Praha, 2009 [cit. 2016-04-18]. Dostupné z: http://www.kardio-cz.cz/data/upload/Zasady_pro_implantace_kardiostimulor_implantabilnich_kardioverterdefibrilator_a_system_pro_srdecni_resynchronizacni_lecbu_2009.pdf
- [22] Guidelines for cardiac pacing and cardiac resynchronization therapy. OXFORD UNIVERSITY PRESS[online]. UK: The European Society of Cardiology, 2007 [cit. 2016-04-18]. Dostupné z: <http://eurheartj.oxfordjournals.org/content/28/18/2256>
- [23] KARDIOSTIMULACE U FIBRILACE SÍNÍ. *ProLékaře.cz* [online]. Brno: Kardiol rev, 2007 [cit. 2016-04-20]. Dostupné z: http://www.prolekare.cz/pdf?ida=kr_07_01_06.pdf

Seznam ilustrací

Číslo ilustrace	Název	Číslo stránky
Obrázek 1.1	Popis částí srdce	11
Obrázek 1.2	Části převodního systému srdce	13
Obrázek 1.3	EKG křivky sinoatriálních bloků	17
Obrázek 1.4	EKG křivky atrioventrikulárních bloků	18
Obrázek 1.5	Kardiostimulátor firmy St. Jude Medical	19
Obrázek 1.6	Stimulační elektroda firmy St. Jude Medical	20
Obrázek 1.7	Programátor firmy Vitatron	21
Obrázek 1.8	Znázornění implantovaného kardiostimulátoru	25
Obrázek 1.9	Zvolení režimu kardiostimulátoru podle diagnózy SSS	33
Obrázek 1.10	Zvolení režimu kardiostimulátoru podle diagnózy AV blokády	34
Obrázek 1.11	Vzhled vstupní obrazovky pro nastavení parametrů	35
Obrázek 1.12	Ukázka možnosti nastavení firmy v aplikaci	35
Obrázek 1.13	Ukázka možnosti nastavení etiologie v aplikaci	36
Obrázek 1.14	Ukázka možnosti nastavení EKG v aplikaci	36
Obrázek 1.15	Ukázka možnosti nastavení vlastní komorové odpovědi	37
Obrázek 1.16	Ukázka možnosti nastavení preference vlastního rytmu v aplikaci	37
Obrázek 1.17	Ukázka možnosti nastavení SVT odpovědi v aplikaci	37
Obrázek 1.18	Ukázka možnosti nastavení PMT odpovědi v aplikaci	38
Obrázek 1.19	Ukázka dialogového okna chyby v aplikaci	38
Obrázek 1.20	Příklad výstupního dialogového okna aplikace pro firmu Boston Scientific	39
Obrázek 1.21	Výstup aplikace pro nastavené parametry	40

Seznam příloh

Příloha I Obsah CD/DVD

Příloha I

Obsah CD/DVD

- Bakalářská práce
- Aplikace v MATLABu
- Aplikace převedena do exe